FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNEE 1968

THÈSE

N° 974

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'État)

PAR

Bernadette POCIDALO née MASCARO

née le 14 Janvier 1942, à Montereau (Seine et Marne)
Externe des Hôpitaux de Paris

Présentée et soutenue publiquement le

CONTRIBUTION A LA MESURE DE LA CONSOMMATION D'OXYGENE ET DE LA PRODUCTION DE GAZ CARBONIQUE EN CONTINU ET EN CIRCUIT OUVERT CHEZ LE SUJET SOUMIS A LA VENTILATION ARTIFICIELLE

Président : M. Pierre MOLLARET, Professeur

COPEDITH - 70, rue de Flandre - PARIS 19e

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41523703_0088

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNEE 1968

THÈSE

N° 974

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'État)

PAR

Bernadette POCIDALO née MASCARO

née le 14 Janvier 1942, à Montereau (Seine et Marne)
Externe des Hôpitaux de Paris

Présentée et soutenue publiquement le

CONTRIBUTION A LA MESURE DE LA CONSOMMATION D'OXYGENE ET DE LA PRODUCTION DE GAZ CARBONIQUE EN CONTINU ET EN CIRCUIT OUVERT CHEZ LE SUJET SOUMIS A LA VENTILATION ARTIFICIELLE

Président : M. Pierre MOLLARET, Professeur

COPEDITH - 70, rue de Flandre - PARIS 19e

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

15/1/1967

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. Alajouanine (T.), Bénard (H.), Bernard (E.), Binet (L.), Bulliard (H.), Cathala (J.), Chabrol (E.), Chailley-Bert (P.), Cheymol (J.), Debré (R.), Fey (B.), Galliard (H.), Gaudart d'Allaines (F. de), Gennes (L. de), Giroud (A.), Hazard (R.), Heuyer (G.), Laroche (G.), Lavier (G.), Lelong (M.), Lévy (Mlle J.), Lévy-Solal (E.), Lian (C.), Marchal (G.), Mathieu (P.), Monod (R.), Moreau (R.), Moulonguet (P.), Pasteur Vallery-Radot, Petit-Dutaillis (D.), Piédelièvre (R.), Quénu (J.), Renard (G.), Senèque (J.), Strohl (A.), Tanon (L.), Verne (J.).

DOYEN . . . . . Georges BROUET.

1er ASSESSEUR . . . . . Daniel BARGETON

2e ASSESSEUR . . . . . Jean GOSSET

I. — PROFESSEURS

1° CHAIRES DE SCIENCES FONDAMENTALES

a) Professeurs titulaires :

	MM.
Anatomie	DELMAS (A.)
—	HUARD (P.)
Anatomie et cytologie pathologiques	DELARUE (J.)
Anesthésiologie	VOURC'H (G.)
Bactériologie et virologie	TOURNIER (P.)
Biochimie médicale	JAYLE (M.-F.)
—	POLONOVSKI (J.)
—	DESGREZ (P.)
Biologie appliquée à l'Education physique et aux Sports	MALMEJAC (J.)
Biologie médicale	FAUVERT (R.)
Biophysique médicale	BUGNARD (L.)
—	DOGNON (A.)
—	DJOURNO (A.)
Cancérologie expérimentale	MATHÉ (G.)
Chimie pathologique	SCHAPIRA (G.)
Génétique fondamentale	LEJEUNE (J.)
Histoire de la médecine et de la chirurgie	COURY (Ch.)
Histologie et Embryologie	TUCHMANN-DUPLESSIS (H.)
— —	COUJARD (R.)
Hygiène et médecine préventive	BOYER (J.)
Médecine du Travail	DESOILLE (H.)
Médecine légale, Droit médical et déontologie	DEROBERT (L.)
Microbiologie (Bactériologie et virologie)	FASQUELLE (R.)
Parasitologie	N...
Pathologie chirurgicale	LAURENCE (G.)
—	KUSS (R.)
—	VERNE (J.-M.)
Pathologie exotique	BRUMPT (L.-C.)
Pathologie expérimentale et comparée	MERKLEN (F.-P.)
Pathologie médicale	LAROCHE (Cl.)
—	BRICAIRE (H.)
—	PÉQUIGNOT (H.)
Pathologie respiratoire	TURIAF (J.)
Pathologie et thérapeutique générales	MAURICE (P.)
Pharmacologie	BOISSIER (J.-R.)
—	LECHAT (P.)
Physiologie	BARGETON (D.)
—	PARROT (J.)
Physiologie et pathologie obstétricales	LEPAGE (F.)
Radiologie médicale	DESGREZ (H.)

	MM.
Technique chirurgicale et Chirurgie expérimentale	N...
Thérapeutique	LAMOTTE (M.)
Thérapeutique appliquée	N...

b) **Professeurs à titre personnel :**

Anatomie	CABROL (Ch.)
Anatomie anthropologique	OLIVIER (G.)
Anatomie pathologique	NEZELOF (Ch.)
Bactériologie	BARBIER (P.)
Biochimie médicale	DREYFUS (J.-Cl.)
Biologie médicale	BOURLIÈRE (F.)
Parasitologie	LARIVIÈRE (M.)
Pathologie expérimentale	LOEPER (J.)
Physiologie	DEJOURS (P.) SCHERRER (J.)
Physique médicale	KELLERSHOHN (L.) GOUGEROT (L.) ROUCAYROL (J.-Cl.) TUBIANA (M.)
Radiologie médicale	FISCHGOLD (H.)

2° CHAIRES DE SCIENCES CLINIQUES

a) **Professeurs titulaires :**

		MM.
Clinique carcinologique		DENOIX P.
Clinique carcinologique chirurgicale (Necker)		REDON (H.)
Clinique cardiologique (Broussais)		SOULIÉ (P.)
— — (Boucicaut)		LENÈGRE (J.)
Cliniques chirurgicales	Beaujon	LORTAT-JACOB (J.-L.)
	—	BAUMANN (J.)
	Cochin	LEGER (L.)
	Hôtel-Dieu	PATEL (J.)
	Saint-Antoine	GOSSET (J.)
	Salpêtrière	SICARD (A.)
	Tenon	OLIVIER (Cl.)
Clinique chirurgicale orthopédique et traumatologique (Cochin)		MERLE d'AUBIGNÉ (R.)
— — — (Foch)		PADOVANI (P.)
— — — (Beaujon)		CAUCHOIX (J.)
Clinique de chirurgie infantile et orthopédique (Enfants-Malades)		FÈVRE (M.)
Clinique de chirurgie cardio-vasculaire (Broussais)		DUBOST (Ch.)
Clinique de chirurgie thoracique (Laennec)		MATHEY (J.)
Clinique dermatologique (Saint-Louis)		DUPERRAT (F.)
Clinique endocrinologique (Pitié)		DECOURT (J.)
Clinique de Génétique médicale (Enfants-Malades)		LAMY (M.)
Clinique chirurgicale et gynécologique (Broca)		HUGUIER (J.)
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques (Saint-Louis)		DEGOS (R.)
Clinique des maladies des enfants (Enfants-Malades)		TURPIN (R.)
Clinique des maladies infectieuses (Claude-Bernard)		MOLLARET (P.)
Clinique des maladies mentales et de l'encéphale (Sainte-Anne)		DELAY (J.)
Clinique des maladies du sang (Broussais)		BERNARD (J.)
Clinique des maladies du système nerveux (Salpêtrière)		CASTAIGNE (P.)
Cliniques médicales	Bicêtre	DEPARIS (M.)
	Broussais	MILLIEZ (P.)
	Cochin	N...
	Hôtel-Dieu	BARIÉTY (M.)
	Pitié	DREYFUS (G.)
	Saint-Antoine	CONTE (M.)
	Saint-Antoine	KOURILSKY (R.)
	Saint-Antoine	BOUDIN (G.)

	MM.
Clinique d'hydrologie et de climatologie (Bichat)	DEBRAY (Ch.)
Clinique médicale infantile et pédiatrie sociale (Enfants-Malades)	MARIE (J.)
Clinique médicale propédeutique (Broussais)	JUSTIN-BESANÇON (L.)
Clinique médico-sociale du diabète sucré et des maladies métaboliques (Hôtel-Dieu)	DEROT (M.)
Clinique néphrologique (Necker)	HAMBURGER (J.)
Clinique de neuro-chirurgie (Pitié)	DAVID (M.)
Clinique neurologique (Salpêtrière)	GARCIN (R.)
Cliniques obstétricales — Baudelocque	LACOMME (M.)
Cliniques obstétricales — Saint-Antoine	MERGER (R.)
Clinique obstétricale et gynécologique (Port-Royal)	VARANGOT (J.)
Clinique ophtalmologique (Hôtel-Dieu)	OFFRET (G.)
— — (Cochin)	BREGEAT (P.)
Clinique oto-rhino-laryngologique (Lariboisière)	AUBRY (M.)
Clinique de pédiatrie (Trousseau)	MOZZICONACCI (P.)
Clinique de pédiatrie et de puériculture (Saint-Vincent-de-Paul)	THIEFFRY (S.)
Clinique de pneumo-phtisiologie (Laennec)	BROUET (G.)
Clinique de neuro-psychiatrie infantile (Salpêtrière)	MICHAUX (L.)
Clinique de rhumatologie médicale et sociale (Cochin)	COSTE (F.)
Clinique de rhumatologie (Lariboisière)	SÈZE (S. de)
Clinique stomatologique (Salpêtrière)	DECHAUME (M.)
Clinique thérapeutique chirurgicale (Vaugirard)	ROUX (M.)
Clinique thérapeutique médicale (Saint-Antoine)	LEMAIRE (A.)
Clinique toxicologique (F. Widal)	GAULTIER (M.)
Clinique traumatologique et orthopédique (R.-Poincaré)	JUDET (R.)
Clinique urologique (Cochin)	ABOULKER (P.)
— — (Necker)	COUVELAIRE (R.)
Hygiène et clinique de la première enfance (Trousseau)	LAPLANE (R.)
Séméiologie médicale (A. Chantin)	DOMART (A.)
— — (Lariboisière)	BOUVRAIN (Y.)
— — (Pitié)	RAMBERT (P.)
— — (Rothschild)	WOLFROMM (R.)
Séméiologie et clinique chirurgicales (Broussais)	POILLEUX (F.)

b) **Professeurs à titre personnel :**

Hématologie	ANDRÉ (R.)
	BOUSSER (J.)
Hydrologie et climatologie	GIBERTON (A.)
Maladies infectieuses	BASTIN (R.)
Médecine	AZERAD (E.)
	BOUR (H.)
	CAROLI (J.)
	DREYFUS (B.)
	GROSSIORD (A.)
	LAMBLING (A.)
	LAUNAY (Cl.)
	PAYET (M.)
	PERRAULT (M.)
	SIGUIER (F
	WORMS (R.)
Néphrologie	RICHET (G.)
Neuro-chirurgie	LE BEAU (J.)
Neurologie	LHERMITTE F.
Neuro-psychiatrie	PICHOT (P.)
Oto-Rhino-Laryngologie	MADURO (R.)
Pédiatrie	POLONOVSKI (Cl.)
	ROYER (P.)
Pneumo-Phtisiologie	KREIS (B.)
	MEYER (A.)
Rhumatologie	DELBARRE (F.)

II. — PROFESSEURS SANS CHAIRE

	MM
Anatomie pathologique	GOUYGOU (Ch.)
Bactériologie	CHRISTOL (D.)
Biochimie médicale	CARTIER (P.) GONNARD (P.) NORDMANN (J.)
Biologie médicale	HARTMANN (L.)
Chirurgie	CERBONNET (G.)
Hématologie	BILSKI-PASQUIER (B.)

	MM.
Maladies infectieuses	DUPONT (V.)
Neuro-psychiatrie	TARDIEU (G.)
Pédiatrie	ROSSIER (A.)
Physique médicale	COURSAGET (J.) GREMY (F.)
Physiologie	GIRARD (Fr.)
Stomatologie	CHAPUT (Mme A.)

III. — PROFESSEURS DÉTACHÉS DANS LES UNIVERSITÉS ÉTRANGÈRES

Bactériologie	HAUDUROY (P.) Pr. s. ch.
Pathologie chirurgicale	RUDLER (J.) Pr. s. ch.

IV. — PROFESSEURS ASSOCIÉS

Hormonologie	MORICARD (R.)
Statistique médicale et épidémiologique	SCHWARTZ (D.)

Secrétaire général de la Faculté	M. LENA (J.)
Conseiller administratif	Mlle CHAINTREUIL (G.)
Conservateur en Chef de la Bibliothèque Conservateur du Musée d'Histoire de la Médecine	M. le Docteur HAHN (A.)
Conservateurs	Mlles DUMAITRE (P.), LAURENT (H.), LE NOIR (G.)
Bibliothécaires	Mmes CONTET (J.), FORGET (F.), Mlles DUROZOY (M.-F.), ROBERGE (D.), Dr SCHILLER (J.)

Par délibération en date du 9 décembre 1798, l'Ecole a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

Aux miens

A ma fille

Au Professeur P. MOLLARET

Nous tenons à lui exprimer
ici toute notre admiration et
toute notre gratitude.

Au Professeur V. VIC-DUPONT

Qu'il trouve ici un témoignage de notre reconnaissance pour la bienveillance qu'il nous a toujours manifestée.

A tous les collaborateurs du Groupe de Recherche de Réanimation Respiratoire de l'Hôpital Claude Bernard, sans qui ce travail n'aurait jamais pu être mené à bien.

A mes maîtres dans les hôpitaux :

Professeur A. SICARD

Professeur J.J. BERNIER

Professeur P. MOLLARET

Professeur R. WORMS

Mme le Professeur Agrégé NOVIANT

Docteur G. ANGLADE

Professeur G. VOURCH'

INTRODUCTION

La consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et la production de gaz carbonique ($\dot{V}CO_2$) représente des grandeurs synthétisant l'activité des grandes fonctions métaboliques circulatoire et ventilatoire. C'est à ce titre que ces deux grandeurs constituent des informations intéressant au plus haut point la surveillance continue du malade grave.

On sait depuis longtemps mesurer à des fins physiologiques ou cliniques $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$, mais dans des conditions bien différentes de celles où se trouve le malade hospitalisé dans un Centre de Réanimation.

Si l'on se place dans l'optique de la surveillance continue, les informations doivent par définition être de même type. Si l'on se souvient que le malade de réanimation dans une grande majorité des cas est soumis à une assistance ventilatoire artificielle, il est logique d'adapter la technique de mesures à cette situation préférentielle ; à ce titre la mise au point d'une technique en circuit ouvert apparaît hautement souhaitable afin de ne contrarier ni le fonctionnement ni l'utilisation du respirateur.

RAPPEL

Les équations élémentaires définissant consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et production de CO_2 ($\dot{V}CO_2$) sont les suivantes :

$$\dot{V}O_2 = V_E \left(F_1O_2 \frac{F_EN_2}{F_1N_2} - F_EO_2\right)$$

$$\dot{V}CO_2 = V_E \left(F_ECO_2 - F_1CO_2 \frac{F_EN_2}{F_1N_2}\right)$$

où V_E = volume expiré en ml STPD

F_1 et F_E concentrations fractionnelles des gaz inspiré et expiré.

Ces équations font apparaître que si on connaît les concentrations fractionnelles des gaz inspirés et des gaz expirés :

$$F_EN_2 = 1 - (F_EO_2 + F_ECO_2)$$

$$F_1N_2 = 1 - (F_1O_2 + F_1CO_2)$$

s'il s'agit d'air ambiant $F_1CO_2 = O$ et $F_1O_2 = O.209$

Ces équations élémentaires montrent donc que les mesures de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$, si les concentrations fractionnelles des gaz inspirés sont connues et constantes, nécessitent celles de V_E, F_EO_2 et F_ECO_2.

Si par le biais de la ventilation artificielle, on arrive à maintenir parfaitement constant le débit ventilé, l'enregistrement continu des informations des concentrations fractionnelles des gaz expirés devient le seul préalable à une surveillance continue de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$.

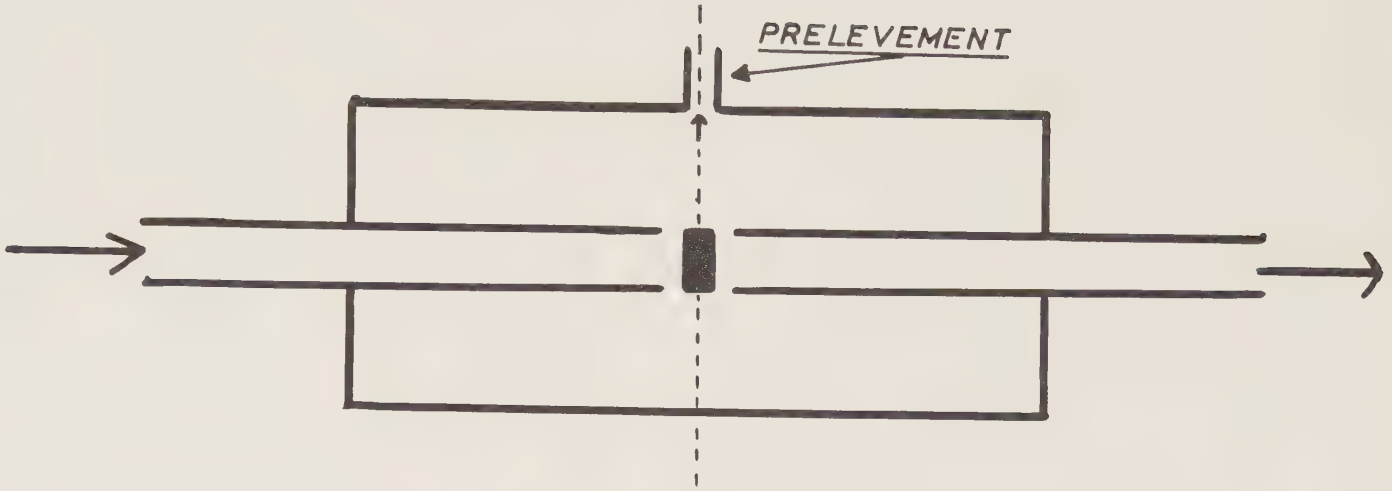
La mesure continue de F_EO_2 et F_ECO_2 représente donc le problème clef. La nécessité d'opérer en circuit ouvert, et ceci aux deux titres suivants : obtention d'un temps de réponse acceptable et utilisation d'un circuit ventilé mécaniquement, rend obligatoire la réalisation d'un système de mixage efficace des gaz expirés.

Au terme de ce préalable, on peut maintenant définir les conditions techniques de la mesure en continu de $\dot{V}O_2$ ET $\dot{V}CO_2$ en circuit ouvert.

1.- Mise au point d'un dispositif permettant le mixage de l'air expiré ;

2.- Utilisation d'analyseurs de gaz (O_2 et CO_2) conformes à ce type de mesures ;

3.- Ayant mis au point un respirateur artificiel pouvant effectivement assurer une ventilation constante, il faut mettre sur pied un système d'étalonnage de cette ventilation, approprié à ces conditions expérimentales particulières.



Bouteille de *MARGARIA*

FIGURE 1

CHAPITRE I

MIXAGE DE L'AIR EXPIRE

Habituellement les mesures de la consommation d'O_2 et de la production de CO_2 se font à partir des gaz expirés mixés dans un sac de Douglas ou dans une cloche d'un appareil de Tissot. Si ce moyen est efficace, il ne permet en aucune façon de suivre, de manière continue les concentrations fractionnelles gazeuses moyennes, car les temps de collection sont toujours longs. Pour éviter ce dernier inconvénient, on peut recourir à une chambre de mixique de volume beaucoup plus réduit, située sur la partie expiratoire d'un circuit de ventilation, et qui va utiliser le flux expiratoire et la diffusion des gaz pour effectuer le mélange.

C'est en vue de réaliser le mixage de l'air expiré et l'obtention d'un gaz de composition moyenne pour chaque cycle respiratoire que nous avons repris l'étude d'une chambre décrite en 1933 par Margaria. Le procédé utilisé est un mélangeur fonctionnant par effet de rinçage d'un volume mort, dont les performances sont améliorées par l'existence d'un plan de symétrie où se situe un orifice de sortie permettant l'échantillonnage. Le Schéma de principe de ce mélangeur est représenté sur la figure 1. Ce type de mélangeur n'est efficace qu'à la condition que son volume soit grand vis à vis du volume courant, ce qui implique des temps de rinçage important ; il faut avoir aussi toute une gamme de mélangeurs dont le volume soit adapté aux conditions ventilatoires du moment.

La chambre de mélange idéale doit combiner une efficacité de mixique maximum pour un volume interne le plus petit possible, ce qui a pour intérêt d'accroître la rapidité de réponse lors d'un changement de ventilation.

Nous avons entrepris l'étude de plusieurs types de mélangeurs de forme et de taille différentes. Nous nous contenterons de présenter ici que la solution qui nous a semblé la plus favorable pour résoudre ce problème :

L'association de deux mélangeurs type Magaria en série permet de diminuer de façon importante le temps de rinçage et d'augmenter la gamme des volumes courants utilisables, tout en assurant une mixique efficace ce qui se traduit par des fluctuations résiduelles très faibles des différentes concentrations gazeuses.

La validation de ces conclusions a pu être apportée par les faits suivants :

1.- On a étudié sur un plan théorique les variations de concentration dans des mélangeurs de formes cylindriques supposées parfaites ; parcourues par un débit gazeux continu.

On a représenté sur la figure 2 les réponses d'un mélangeur simple et d'un mélangeur double lors d'une variation brutale en forme carrée de la concentration du gaz d'alimentation.

Cette étude théorique permet les remarques suivantes :

- les deux courbes se croisent si le volume du mélangeur simple est supérieur à celui d'une des capacités du mélangeur double.

- A l'origine des temps, la courbe du mélangeur simple a une tangente à - 45° alors que celle du mélangeur double possède une tangente nulle. Ceci indique qu'entre l'origine et le point d'intersection, le mélangeur double sera plus inerte.

- Par contre après le point d'intersection les positions relatives des 2 courbes étant inversées, le mélangeur double atteindra plus rapidement l'équilibre que le mélangeur simple.

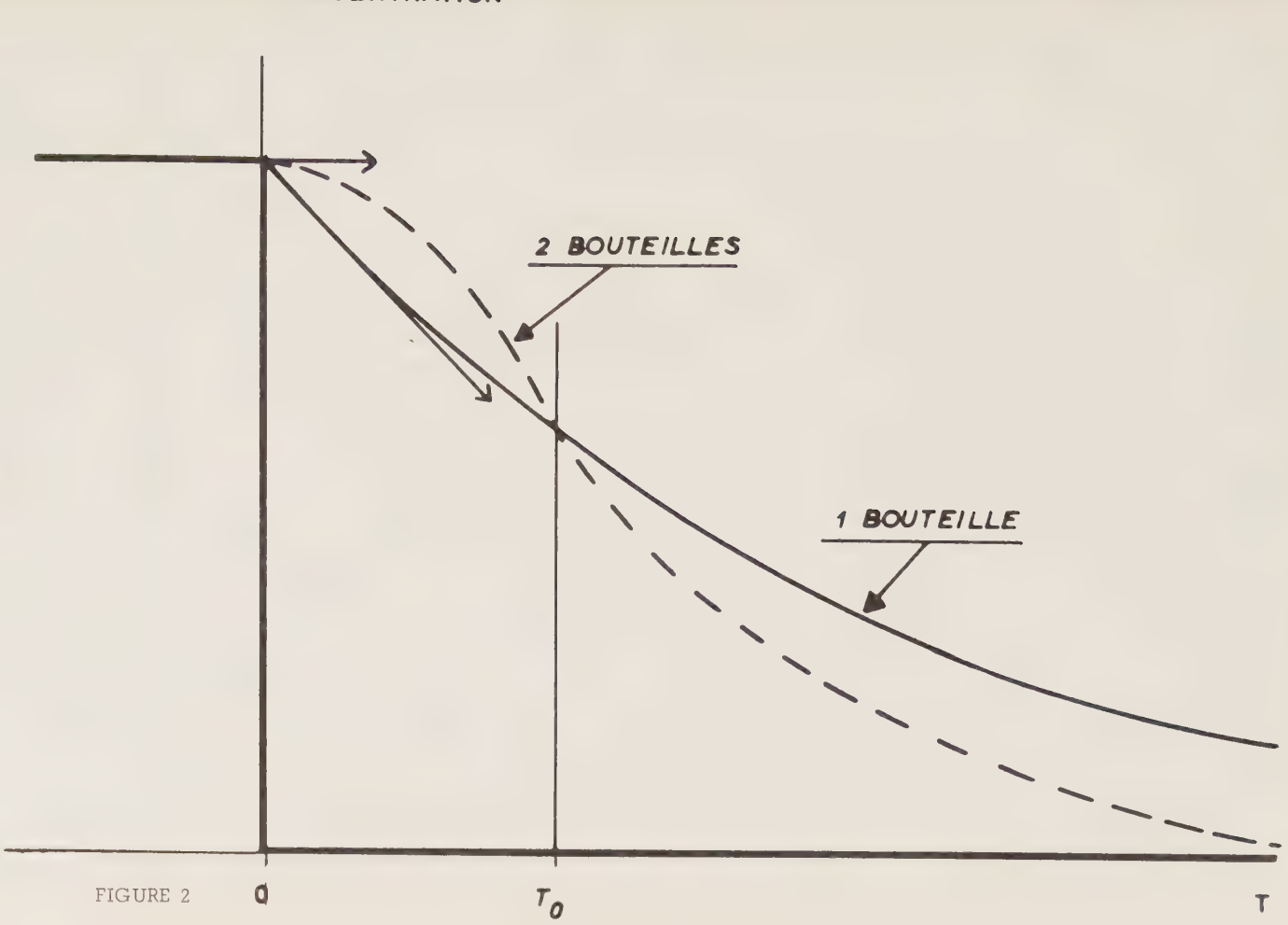
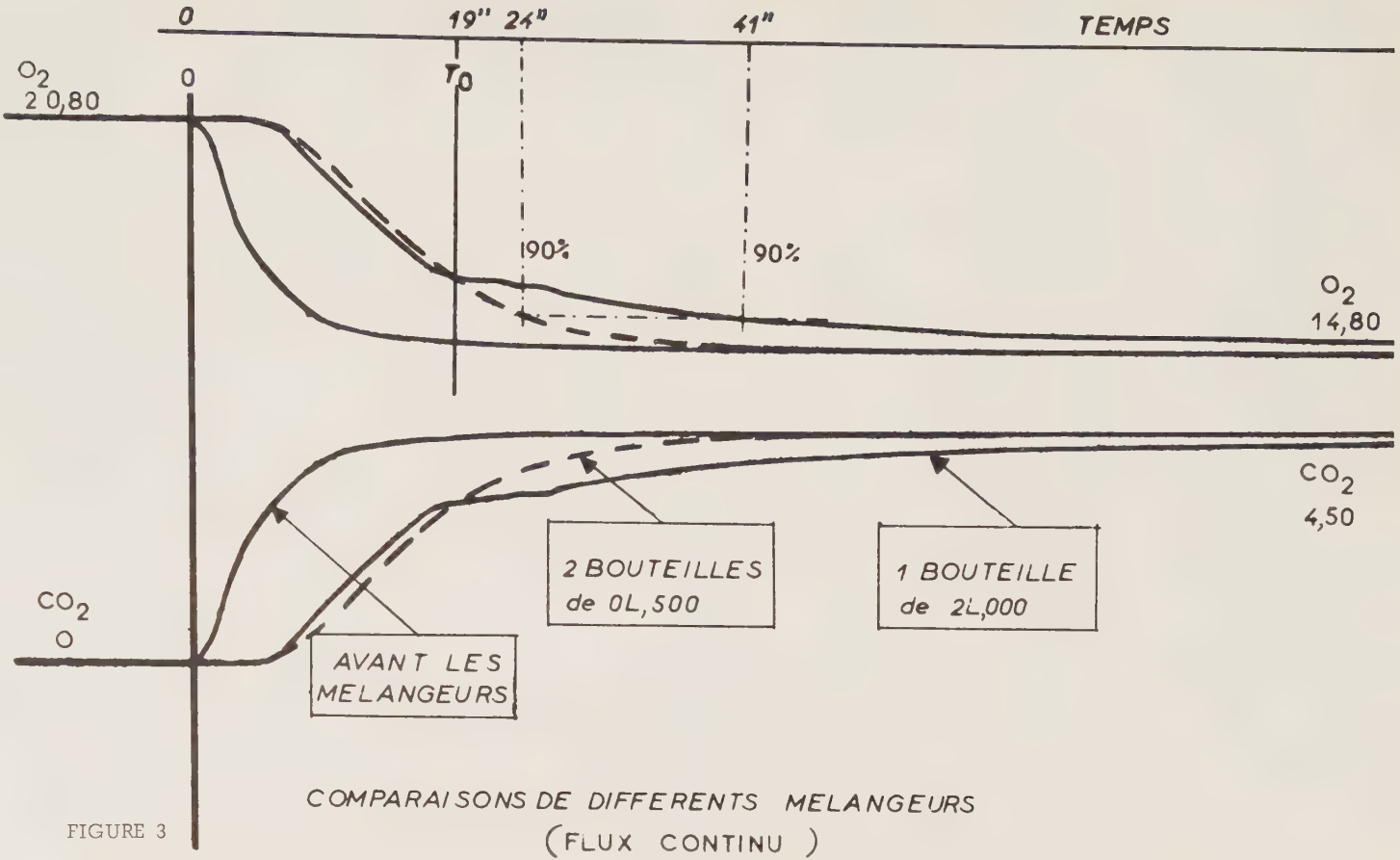


FIGURE 2



COMPARAISONS DE DIFFERENTS MELANGEURS
(FLUX CONTINU)

FIGURE 3

Ces remarques théoriques permettent d'affirmer qu'un mélangeur double ayant une capacité inférieure à celle du mélangeur simple sera plus inerte que ce dernier pour des modifications de durée inférieure à t_o (point d'intersection) ; par contre pour des modifications de durée supérieure à t_o il permettra d'atteindre plus rapidement la valeur d'équilibre final que le mélangeur simple.

La preuve expérimentale de ces considérations théoriques a été réalisée en suivant à l'aide d'un spectrographe de masse les variations de concentration des gaz à l'intérieur des mélangeurs soumis à une variation brutale et définitive (passage de l'air comprimé à une ambiance gazeuse $O_2 = 0,148$; $CO_2 = 0,045$; $N_2 = 0,807$) (fig. 3). On s'aperçoit que le mélangeur double donne 90 p. 100 de l'information en 24 secondes, tandis que le temps obtenu pour le mélangeur simple est plus long (41 secondes).

2.- Nous avons effectué une comparaison de différents mélangeurs mais cette fois vis à vis d'un flux discontinu et dans ce cas, on envisagera le problème des fluctuations résiduelles des concentrations gazeuses (problème de la mixique). Le montage expérimental comprend un circuit ventilé par un respirateur mécanique relié à un poumon artificiel représenté par une vessie de caoutchouc. On peut modifier instantanément la composition des gaz alimentant le respirateur. L'analyse instantanée des gaz s'effectue au niveau du circuit expiratoire à l'aide d'un spectromètre de masse, ce qui permet de suivre l'évolution des concentrations fractionnelles de l'O_2 et du CO_2 cycle par cycle. La comparaison a porté sur 3 types de mélangeurs : mélangeur unique de 500 ml et de 2000 ml, mélangeur comprenant 2 capacités identiques de 500 ml.

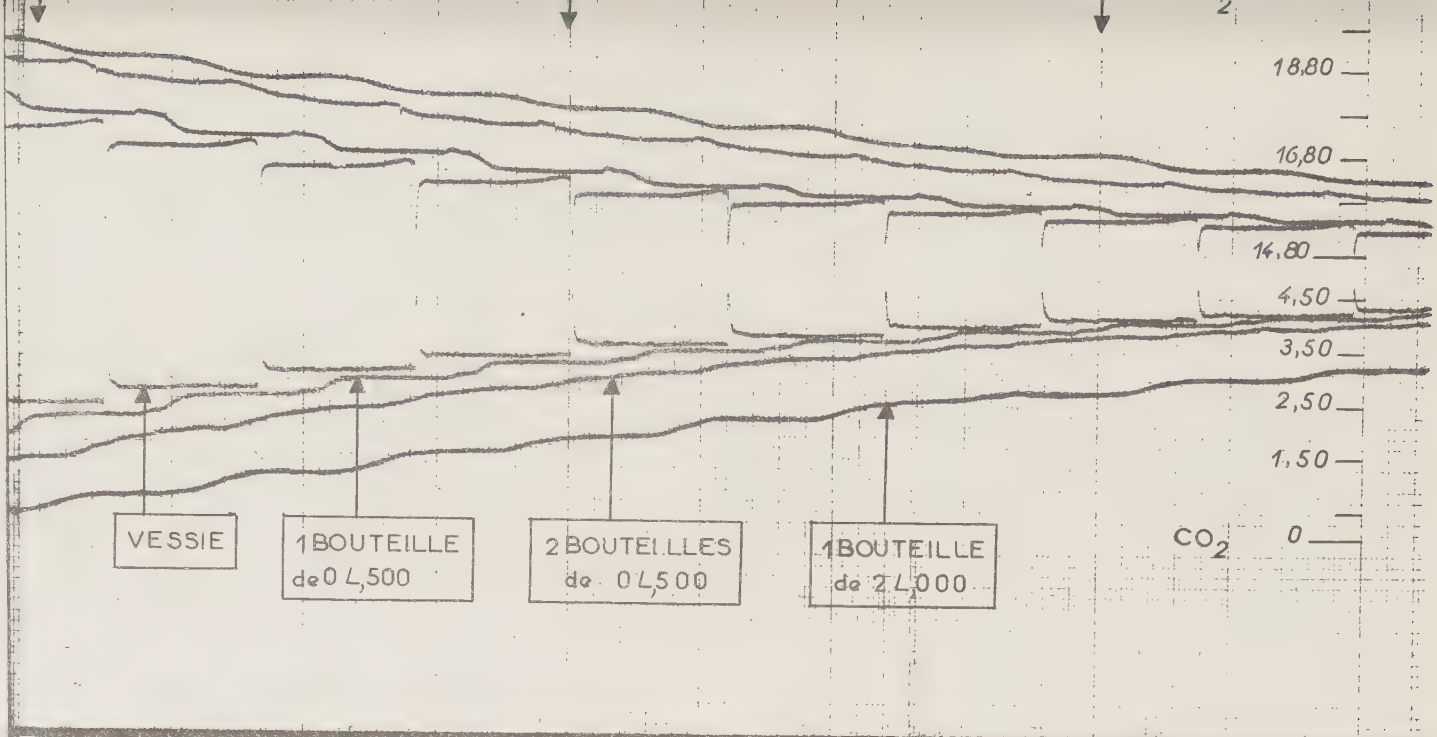
La figure 4 est représentative de ces expériences et a été obtenue par superposition des différents tracés obtenus avec le même modèle soumis aux mêmes conditions expérimentales c'est-à-dire débit et fréquence ventilatoire identiques. Dans tous les cas on a subitement modifié l'alimentation du respirateur : l'air comprimé ayant été rem-

placé par un gaz contenant $O_2 = 0,148$ - $CO_2 = 0,045$ $N_2 = 0,807$.

On peut ainsi remarquer au vu des fluctuations résiduelles que le mélangeur double est efficace quant au mixage et que dans ce domaine il l'est beaucoup plus que le mélangeur de faible capacité (500 ml) et même que celui de forte capacité (2000 ml).

Les positions relatives des courbes obtenues confirment bien en flux discontinu les conclusions quant au temps d'équilibre final, tirées des considérations théoriques et expérimentales en flux continu.

En conclusion l'utilisation d'un mélangeur double nous semble parfaitement justifié puisqu'il permet d'obtenir des fluctuations résiduelles (inférieures à la sensibilité des appareils de mesure) au moins analogue à celle d'un mélangeur simple de capacité beaucoup plus importante alors que son temps de rinçage pour atteindre l'équilibre est beaucoup plus court que celui de ce même mélangeur simple.



COMPARAISONS DE DIFFERENTS MELANGEURS
(FLUX DISCONTINU)

fig 4

FIGURE 4

CHAPITRE II

MESURE DE F_2O_2 ET F_ECO_2

La mesure continue du CO_2 et de l'O_2 doit utiliser des analyseurs appropriés au présent problème, savoir enregistrer les valeurs moyennes de F_ECO_2 et F_EO_2 après passage au travers du mélangeur précédemment décrit.

D'une manière générale dans ce cas précis les systèmes d'analyses doivent présenter les qualités suivantes :

- posséder un temps de réponse plus court que celui du temps de rinçage des mélangeurs,

- délivrer une linéarité de réponse telle qu'on puisse avoir directement les concentrations fractionnelles gazeuses,

- avoir une très grande stabilité quant à sa calibration puisque les mesures continues sous entendent une utilisation pouvant atteindre plusieurs heures.

Les analyseurs physiques des gaz sont évidemment susceptibles de répondre à ces définitions. La spectrométrie de masse représente certainement la solution idéale quant aux deux premiers critères ; mais outre le fait qu'il s'agit là d'une méthode onéreuse quant au prix de l'appareillage, il s'est avéré que le troisième critère est loin d'être rempli.

Nous avons eu recours à une méthode d'analyse physique différente pour l'O_2 et le CO_2. D'une part la mesure de l'O_2 a utilisé un analyseur basé sur les propriétés paramagnétiques exceptionnelles de celui-ci, d'autre part celle du CO_2 s'est effectuée à l'aide d'un analyseur à infrarouge.

1.- Analyse de l'O_2

S'il existe plusieurs types d'analyseurs paramagnétiques de l'O_2, ils ne répondent pas tous aux critères d'utilisation précédemment définis. Nous avons retenu l'analyseur paramagnétique SERVOMEX OA 137.

a) Son temps de réponse est de l'ordre de 20 secondes pour 99 p. 100 de la réponse (fig. 5).

b) La linéarité de réponse est satisfaisante à la condition de procéder à une calibration s'adaptant à l'échelle de variations des concentrations gazeuses. Celle-ci s'obtient de la manière suivante : le réglage de zéro est obtenu avec de l'azote pur ; quant au réglage du gain, il existe deux possibilités. La première consiste à utiliser de l'oxygène pur de telle sorte que l'échelle de calibration soit pleine de 0 à 100 p. 100 ; ce moyen est sans doute commode, mais il n'est pas celui qui permet de bénéficier de toute la sensibilité de l'appareil, car il impose des corrections tenant compte de l'influence des autres gaz en présence, en particulier CO_2 et N_2.

La linéarité de réponse est beaucoup plus satisfaisante si l'on procède à un réglage de gain avec un gaz étalon de composition voisine de celle du gaz à mesurer ; si la composition de ce dernier ne varie pas trop cette manière de faire permet en fait une correction automatique.

Le gaz étalon peut être obtenu soit à l'aide d'une pompe de mélange type Westhoff, soit par des bouteilles de gaz dont la composition a été testée à l'aide de l'appareil de Scholander.

Pour le présent problème, l'utilisation de l'air comme gaz inspiratoire, justifie une calibration où le gain est adapté à la concentration fractionnelle de l'oxygène ambiant. Dans ces conditions de calibration, l'appareil répond de manière linéaire avec une précision équivalente à celle obtenue avec l'appareil de Scholander; sur la figure

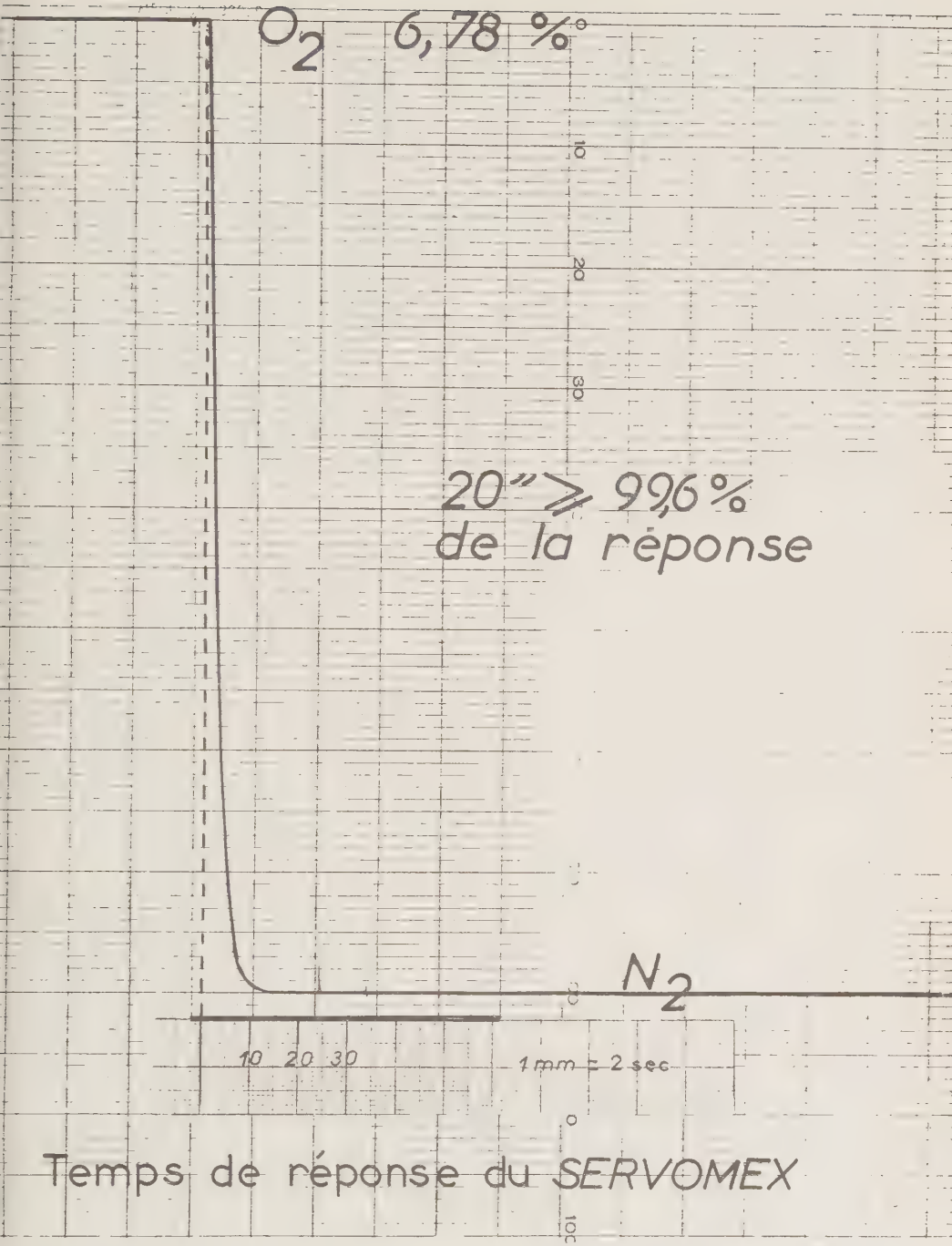
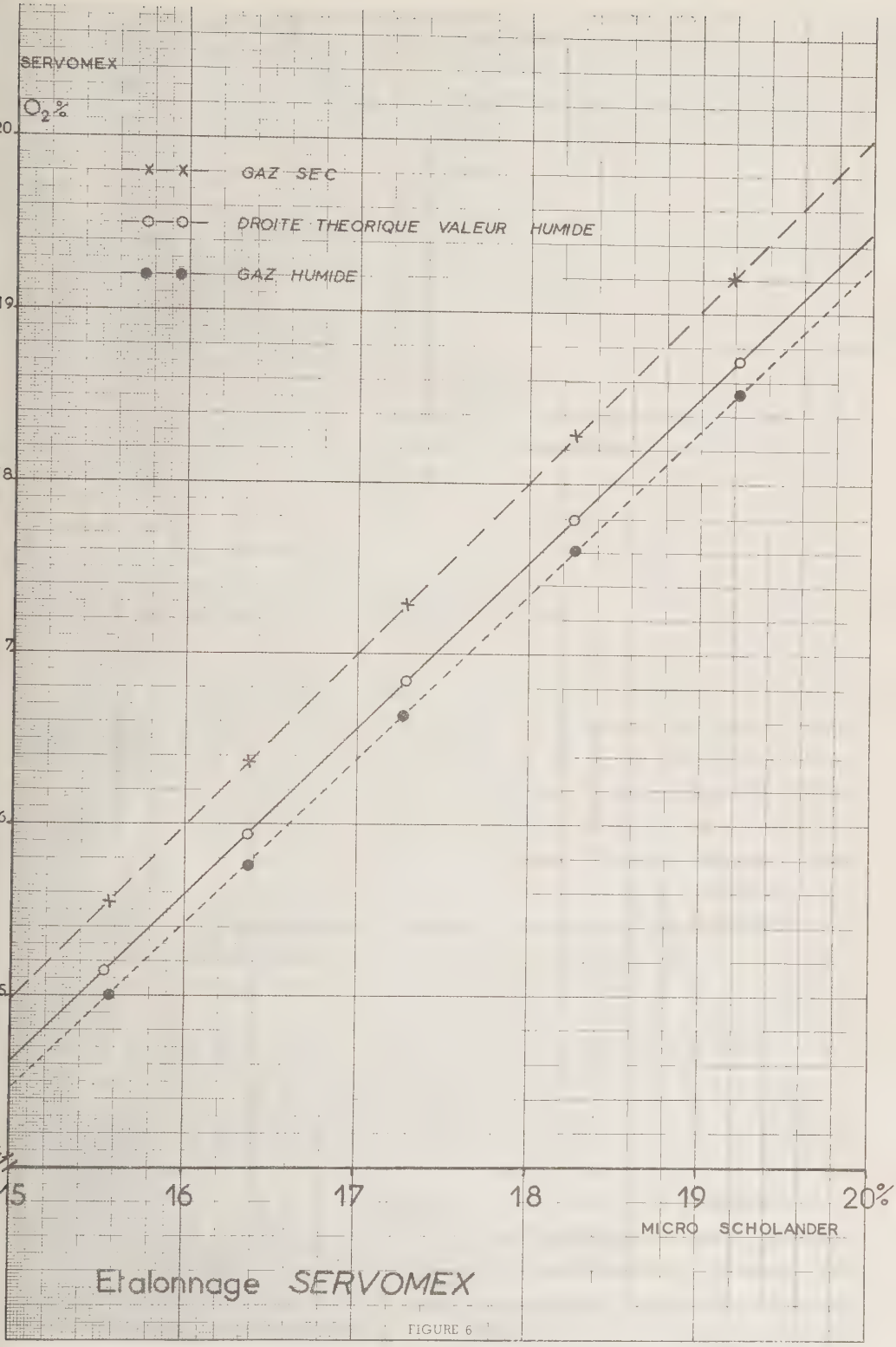

O2 6,78 %
20" ≥ 99,6 %
de la réponse
N2
10 20 30
1 mm = 2 sec
Temps de réponse du SERVOMEX

FIGURE 5



Etalonnage *SERVOMEX*

FIGURE 6

5, on a représenté une droite étalonnage effectuée avec des gaz entre 15 et 20 p. 100 d'O_2 ; les différences enregistrées entre les deux analyseurs physique et chimique sont inférieures à 2.10^{-4} en concentration fractionnelle.

c) La stabilité de calibration est très satisfaisante. A titre d'exemple nous pouvons donner les variations constatées après 4 heures d'utilisation continue : le gaz étalon de concentration en oxygène de 0,1764 est mesuré en fin d'expérience;on trouve 0,1761.

Une remarque importante doit être apportée ici, c'est que toutes les qualités d'analyse relatives le sont pour des échantillons gazeux secs.

Si les gaz à analyser sont humides, l'appareil présente une dérive anormale. On a pu mettre ce phénomène en évidence de la manière suivante : si l'on compare la droite de calibration avec des gaz secs (STPD) et des gaz saturés en eau à la température et à la pression ambiante (ATPS), on s'aperçoit que le déplacement de la droite avec les gaz humides est très différent de la correction de l'effet dilution dû à la vapeur d'eau (fig. 6). Lorsqu'on utilise un même gaz de la condition humidifiée à la condition sèche, on s'aperçoit qu'il faut plusieurs dizaines de minutes pour obtenir la valeur stable définitive. L'erreur systématique est probablement imputable à une absorption de vapeur d'eau au niveau de la cellule entraînant un déséquilibre de l'équipage mobile. Dans ces conditions, on ne peut en aucune manière utiliser une courbe de calibration gaz sec pour des gaz pouvant contenir des pressions partielles d'eau variables (les variations de température ambiantes étant susceptibles de créer de telles situations). Pour obtenir le meilleur rendement possible du dispositif d'analyse d'O_2, il est indispensable de n'utiliser que des gaz secs ; cette standardisation est la plus favorable quant au temps de réponse et est relativement plus simple que celle qui consisterait à saturer le gaz à la pression et à la température ambiantes.

La deshydratation des gaz représente donc une né-

cessité absolue. La technique de deshydratation ne peut utiliser les différents asséchants chimiques, du fait de leur efficacité relative surtout si l'on considère que les expériences doivent se poursuivre plusieurs heures. Force est donc de recourir à une deshydratation par refroidissement, un circuit de réfrigération maintenant - 20°C permet de standardiser la P_{H2O} (< 1 mmHg) de l'échantillon gazeux qui est pompé de manière continue à partir du mélangeur et envoyé à travers les analyseurs.

2.- Analyse du CO_2

Le système d'analyse le plus adapté à ce type de problème est incontestablement celui utilisant l'absorption en infra-rouge. Nous avons utilisé la cellule URAS mise au point par HARTMANN-BRAUN et commercialisée par GODART.

a) Son temps de réponse est de l'ordre de 10^{-1} seconde. Ce temps de réponse est beaucoup plus court que celui de l'analyseur d'O_2, mais ceci n'a aucune importance compte tenu de l'inertie relative du mélangeur.

b) La linéarité de réponse a été testée après calibrage nécessitant deux réglages : zéro obtenu par l'azote pur et gain obtenu par un gaz étalon ternaire contenant une quantité d'oxygène proche des valeurs mesurées par ex. CO_2 = 3,08 ; O_2 = 17,34 ; N_2 = 79,58.

Dans ces conditions on a soumis l'analyseur à 18 mélanges étalonnés au micro-scholander contenant de 1 à 10 p. 100 de CO_2. Nous avons représenté sur la figure 7 un tel étalonnage : il fait apparaître un défaut de linéarité la courbe obtenue pouvant être assimilée à deux droites. Mais pour les mesures les plus habituelles où $F_1CO_2 \simeq 0$ et pour presque toutes les conditions de normo ou d'hyperventilation, les concentrations de F_ECO_2 ne dépassant pas $3.\ 10^{-2}$, de ce fait une lecture directe en concentration

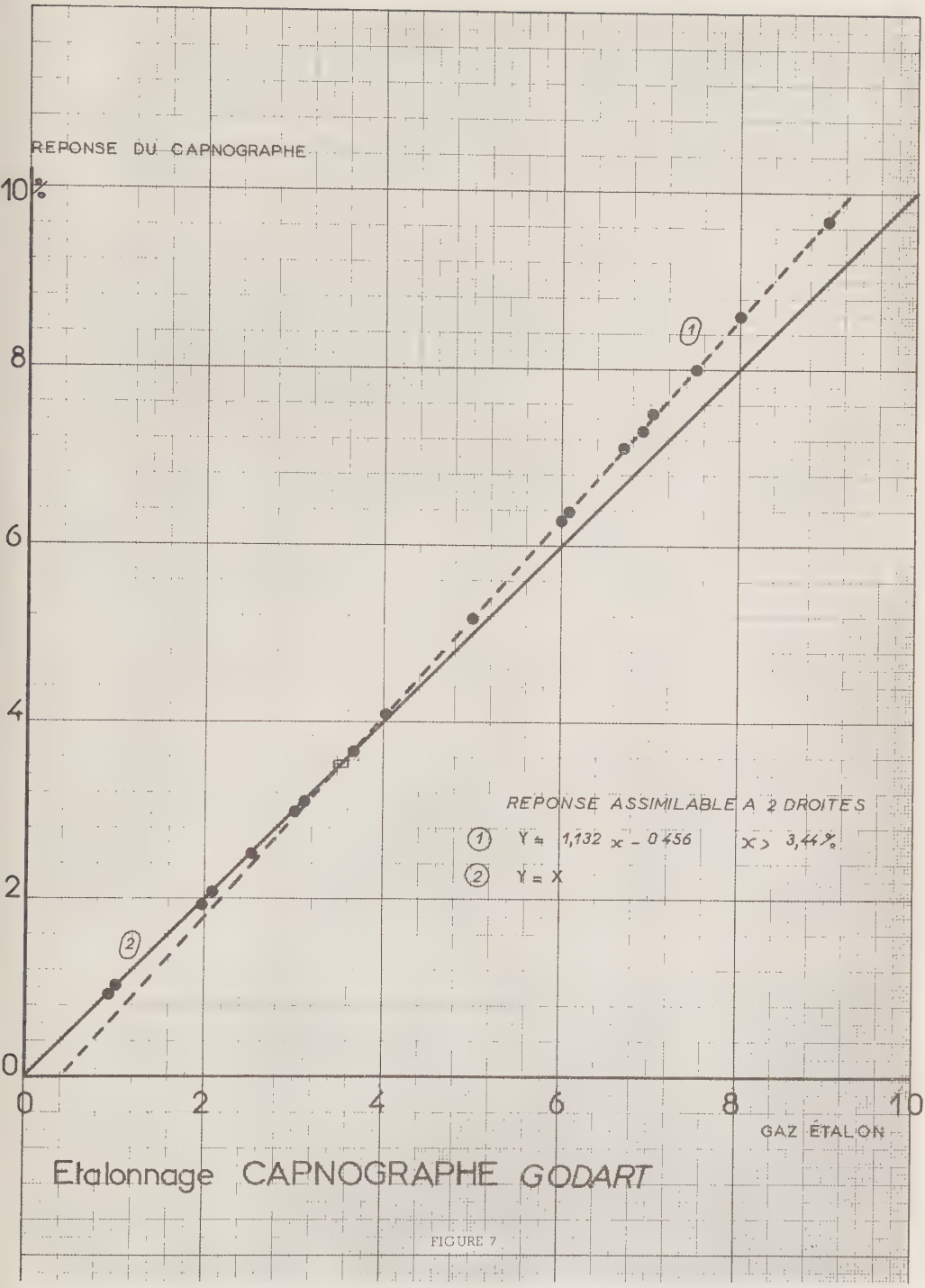

REPONSE DU CAPNOGRAPHE
10%
8
6
4
2
0
0
2
4
6
8
10%
GAZ ÉTALON
REPONSE ASSIMILABLE A 2 DROITES
① Y = 1,132 x - 0456 x > 3,44%
② Y = X
Etalonnage CAPNOGRAPHE GODART

FIGURE 7

fractionnelle est possible.

Pour toute condition où F_ECO_2 est supérieur à $4.\ 10^2$, il est nécessaire d'effectuer une correction sur les mesures lues ou enregistrées. Mais il serait évidemment possible de linéariser la réponse de l'analyseur au moyen d'un dispositif approprié.

c) La stabilité de calibration est également satisfaisante. Nous donnerons ici encore un exemple : avant l'expérience calibration sur un gaz contenant 0,0308 de CO_2, environ quatre heures après ce même gaz est mesuré à 0,0304.

L'effet de l'humidification des gaz a également été recherché. En fait l'analyseur donne les mêmes réponses qu'il s'agisse d'un gaz sec ou du même gaz saturé en vapeur d'eau. Il n'y a donc pas lieu d'effectuer de corrections de vapeur d'eau.

3.- Lecture et enregistrement des informations

L'échantillonnage des gaz à analyser est assuré par une micro-pompe à clapet assurant une circulation gazeuse continue à débit réglable entre le mélangeur et les deux analyseurs. Le débit de pompage habituellement utilisé est de 0,5 l/min.

La deshydratation des gaz ainsi prélevé est assuré par le refroidissement à une température de l'ordre de - 20°. A ces températures la P_{H2O} est de l'ordre de 1 torr et celles de l'O_2 ou du CO_2 ne sont pas modifiées par un tel refroidissement.

L'enregistrement se fait par un dispositif potentiométrique multi-voie par points permettant de suivre l'évolution de F_ECO_2 et de $F_1O_2 - F_EO_2$. Le montage électrique permet d'avoir le même rapport concentration sur déviation pour chacun des gaz.

Un voltmètre numérique digital a été adjoint au système il permet d'une part d'obtenir le contrôle de l'enregistreur, d'autre part de fournir des valeurs précises nécessaires aux calculs de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$.

CHAPITRE III

ETUDE D'UN RESPIRATEUR ARTIFICIEL REALISANT UNE VENTILATION CONSTANTE

La réalisation d'un respirateur artificiel permettant une ventilation constante en volume et en fréquence a été primordiale dans notre travail.

Rappelons en effet que la détermination et les mesures de la $\dot{V}O_2$ et de la $\dot{V}CO_2$ expriment la résultante des processus métaboliques, hémodynamiques et ventilatoires s'effectuant au niveau de l'échangeur pulmonaire. Si l'on parvient à fixer les grandeurs ventilatoires à l'aide d'un respirateur artificiel, il est certain que le recueil des informations F_EO_2 et F_ECO_2 permet de suivre directement les modifications de la $\dot{V}O_2$ et la $\dot{V}CO_2$; de plus on peut affirmer que F_EO_2 et F_ECO_2 sont parfaitement représentatives de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ chaque fois qu'il existe un état stationnaire. La comparaison de deux états stationnaires, au vu de F_ECO_2 et F_EO_2, n'aura d'expression quantitative que si le QR ne change pas. Par ailleurs la validation du dispositif que nous présentons a nécessité une étude sur animal anesthésié. La réalisation d'une anesthésie tant soit peu prolongée chez l'animal d'expérience engendre presque obligatoirement une modification des processus respiratoires par dépression ventilatoire. Par voie de conséquence, il a été indispensable de placer nos chiens sous respirateur artificiel. Un tel modèle expérimental nécessite l'obtention d'un régime ventilatoire fixe surtout si l'on veut étendre son exploitation dans le domaine de la physiologie, de la physiopathologie et de la pharmacodynamie.

L'intérêt d'une ventilation artificielle constante se manifeste enfin dans le fait suivant : l'utilisation du mélangeur d'air expiré sera d'autant plus facile à valider que

les conditions ventilatoires pourront être non seulement fixées à l'avance mais encore maintenues constantes pendant tout le temps de l'expérience.

I.- DESCRIPTION DU RESPIRATEUR ARTIFICIEL

On trouvera sur la figure 8, les différents éléments constituant le respirateur artificiel ainsi que le dispositif permettant le contrôle de la ventilation.

1. Le respirateur artificiel

Il comprend : deux circuits différenciés pour l'inspiration et pour l'expiration :

- un séparateur de circuits, type valve de Rattenborg
- l'élément moteur étant celui utilisé par le CELOG 2 (Robert et Carrière).

a) L'élément moteur est constitué par le CELOG 2 qui utilise un système de distribution et de minuterie pneumatique basés sur l'utilisation et la combinaison de cellules logiques pneumatiques.

La cellule logique pneumatique est l'élément essentiel du système de commande (fig. 9). Elle est réalisée en matière plastique, la bille en acier est inoxydable et la membrane en Perbunan. Le fonctionnement d'ensemble a été parfaitement défini dans un article récent (15). Nous nous contenterons ici de faire figurer uniquement le schéma de principe (fig. 10).

Dans ce montage, réglage de volume et réglage de fréquence sont indépendants. La fréquence est fixe et le volume courant est très peu influencé par les résistances du circuit inspiratoire. C'est pour ces dernières qualités

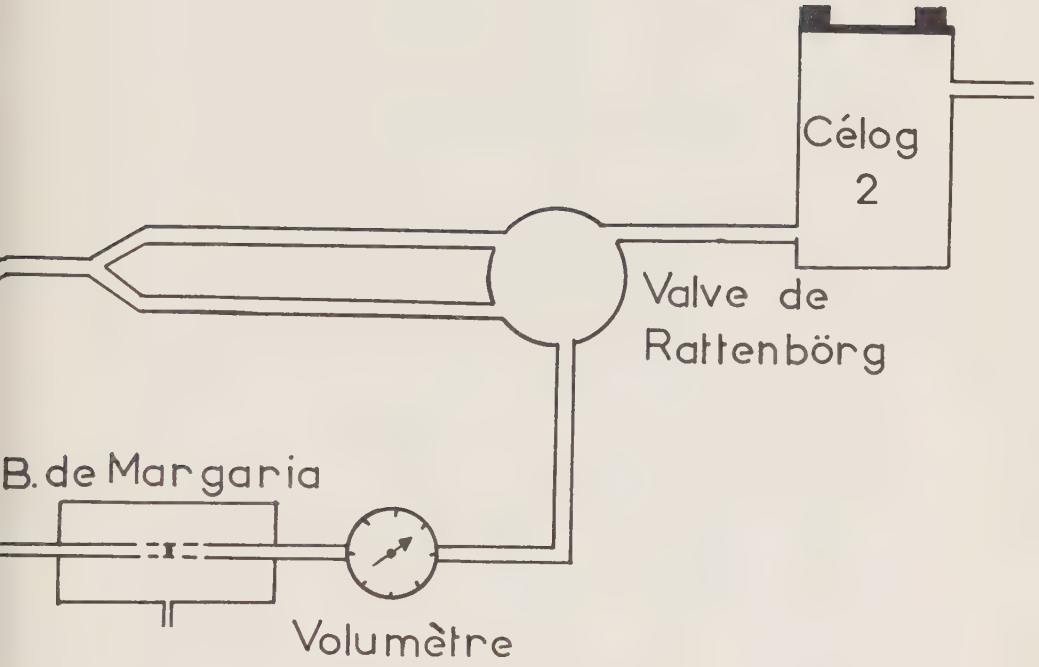


FIGURE 8

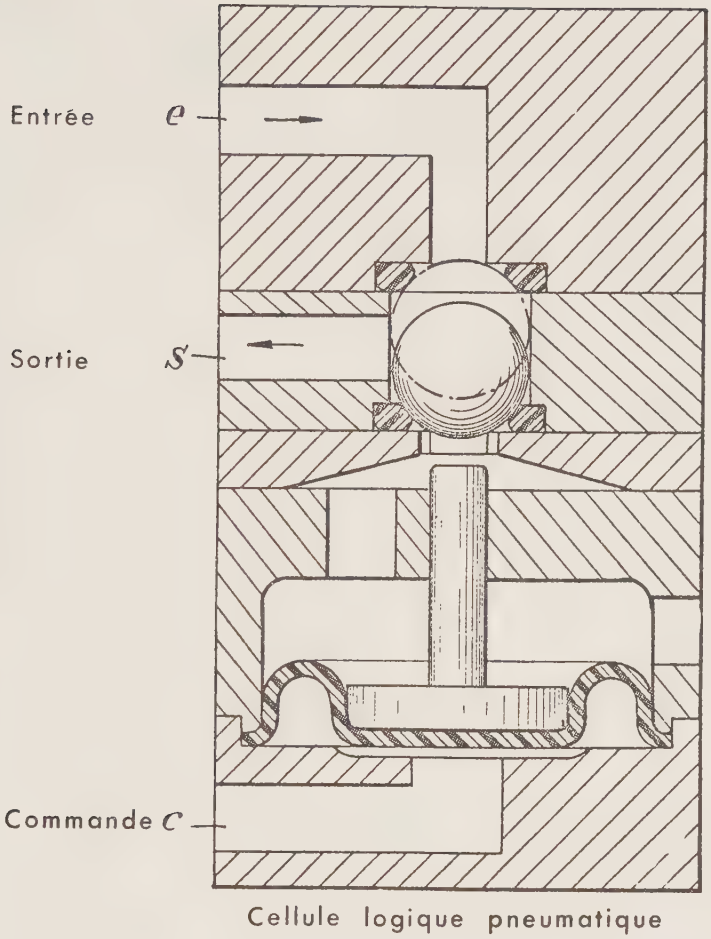


FIGURE 9

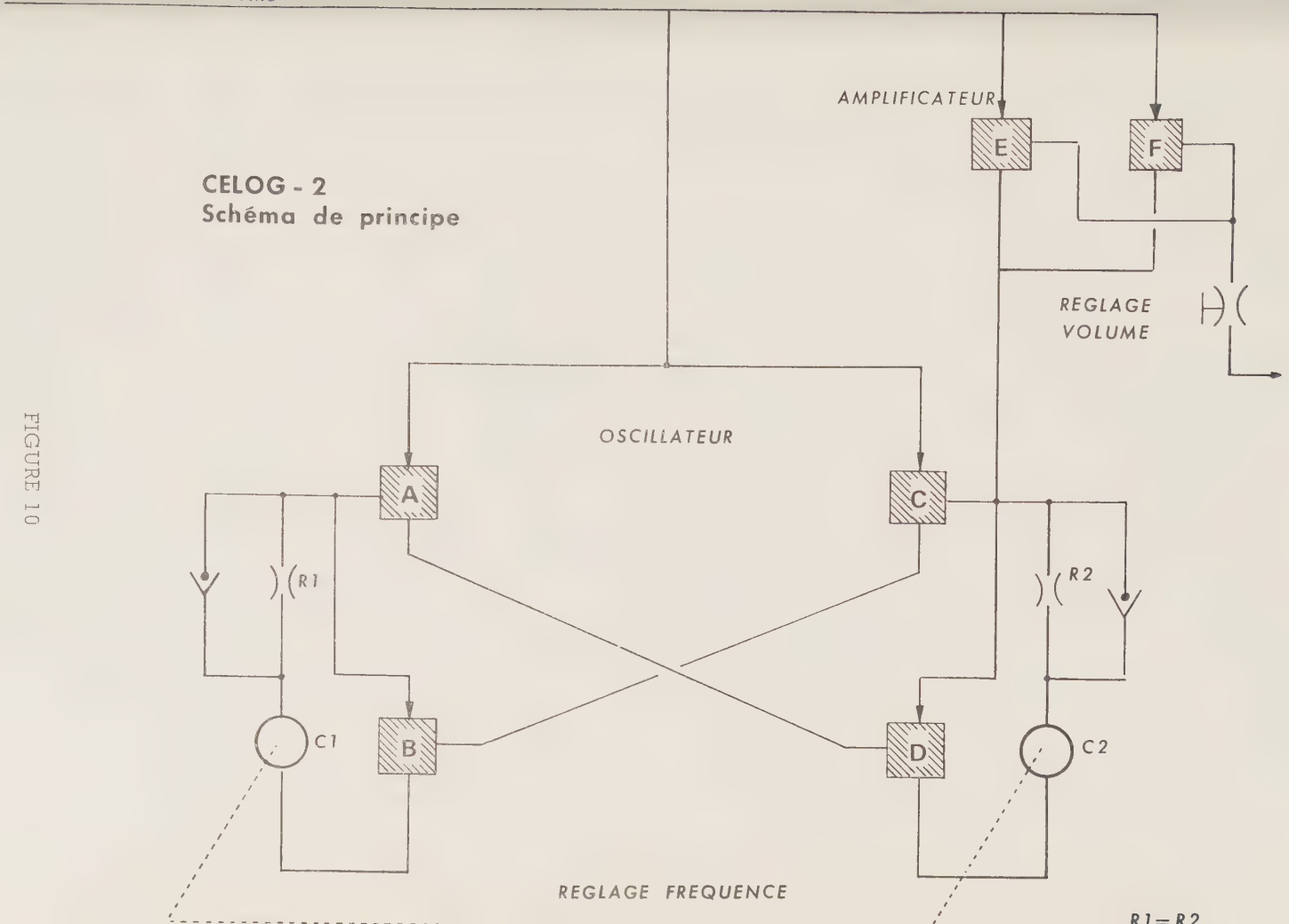

CELOG - 2
Schéma de principe
AMPLIFICATEUR
E
F
REGLAGE
VOLUME
OSCILLATEUR
A
C
R1
R2
C1
B
D
C2
REGLAGE FREQUENCE
R1 = R2

FIGURE 10

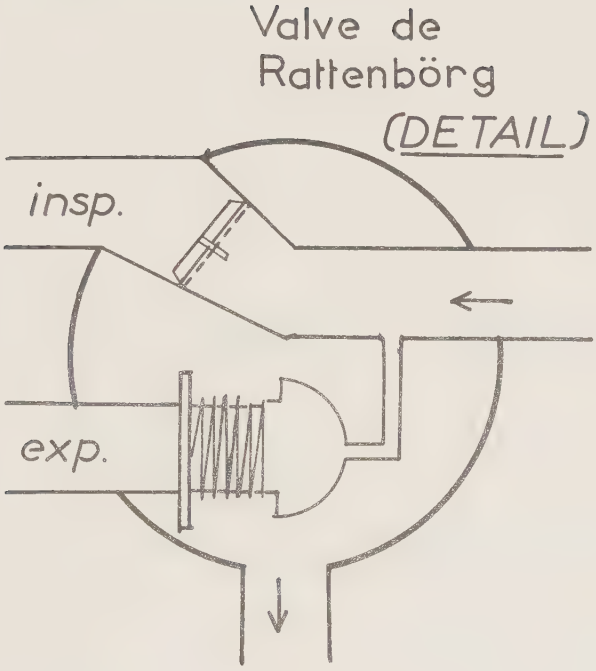
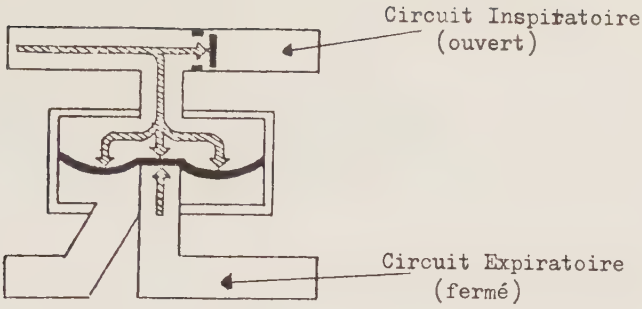
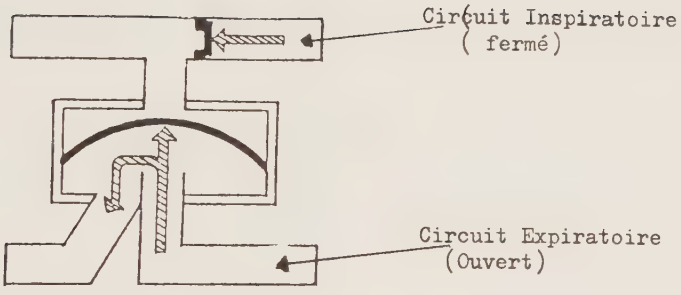


FIGURE 11



- PHASE INSPIRATOIRE.



- PHASE EXPIRATOIRE.

VALVE de R A T T E N B O R G (Schémas de fonctionnement)

FIGURE 11 bis

que nous avons retenu ce dispositif comme élément moteur du respirateur.

b) Devant étudier les informations concernant l'air expiré, nous avons dû différencier deux circuits, inspiration et expiration et un séparateur de circuit.

La valve de Rattenborg (fig. 11 et 11 bis), utilisé sur le respirateur d'Engström, a le grand avantage d'effectuer une séparation parfaite entre les 2 circuits. La résistance qu'il offre aux flux n'a pas eu d'inconvénient, car la pression d'alimentation de l'élément moteur est élevée (2 bars).

2. Volumètre

Le volumètre permettant de contrôler la ventilation est celui mis au point par DRAGERWERK.

Il s'agit d'un appareil capable de mesurer la totalité des volumes inspirés ou expirés.

Un double système d'ailettes en mousse de plastique mises en mouvement par le passage de l'air dans le corps de l'appareil entraîne l'aiguille du compteur par l'intermédiaire d'un système d'engrenage. Le cadran est conçu pour une lecture directe des valeurs obtenues.

Pour mesurer la ventilation minute le volumètre est équipé d'un dispositif de remise à zéro automatique de l'aiguille et d'un by-pass.

Le trajet de l'air dans le volumètre est conçu de telle sorte que l'humidité due à la condensation n'influence pas la mesure de ventilation.

Il y a possibilité d'automatiser cette mesure de ventilation à l'aide de ce volumètre à condition d'associer un potentiomètre. Ce volumètre permet un contrôle permanent de la ventilation de manière fidèle mais non de manière exacte.

Il nécessite donc un système d'étalonnage pour obtenir des valeurs absolues de ventilation. Nous reviendrons plus loin au chapitre IV sur ce problème.

Nous avons validé la fidélité de ce volumètre en étudiant sa réponse sur une cuve à eau préalablement étalonnée. Sur la figure 12, sont représentés les volumes enregistrés par le volumètre en fonction de ceux définis par la cuve étalon. On s'aperçoit que le volumètre ne répond pas parfaitement à l'étalonnage et s'en écarte même de façon sensible. Mais sa calibration a été possible puisque pour des débits de 2 à 10 l à des fréquences de 10 à 25 par minute,les réponses obtenues s'alignent parfaitement.

Chaque volumètre doit faire la preuve de sa fidélité par un étalonnage de ce type et il faut savoir que cet étalonnage n'a de valeur que pour un régime ventilatoire et des conditions expérimentales déterminées.

II.- VALIDATION DE LA CONSTANCE DE LA VENTILATION

Nous avons cherché à apporter la preuve expérimentale de ce fait.

Pour ce faire, nous avons opéré sur une série de dix chiens l'expérience suivante : Ces animaux ont été anesthésiés par une dose initiale et unique de pentobarbital sodique (35 mg/kg). La relaxation musculaire est assurée par une injection intraveineuse de succicurarium (0,4 à 0,6 mg/kg) suivie d'une dose d'entretien (25 mg/kg/mn). Les animaux ont été immédiatement mis, après intubation, sous le respirateur artificiel précédemment décrit.

Le contrôle ventilatoire s'est effectué sur le circuit expiratoire à l'aide du volumètre DRAGER.

La fréquence de la ventilation artificielle a été de 10/mn et le débit par minute choisi de telle sorte que les pressions partielles gazeuses et l'équilibre acido-basique soient normaux au départ alors que le gaz inspiré a toujours

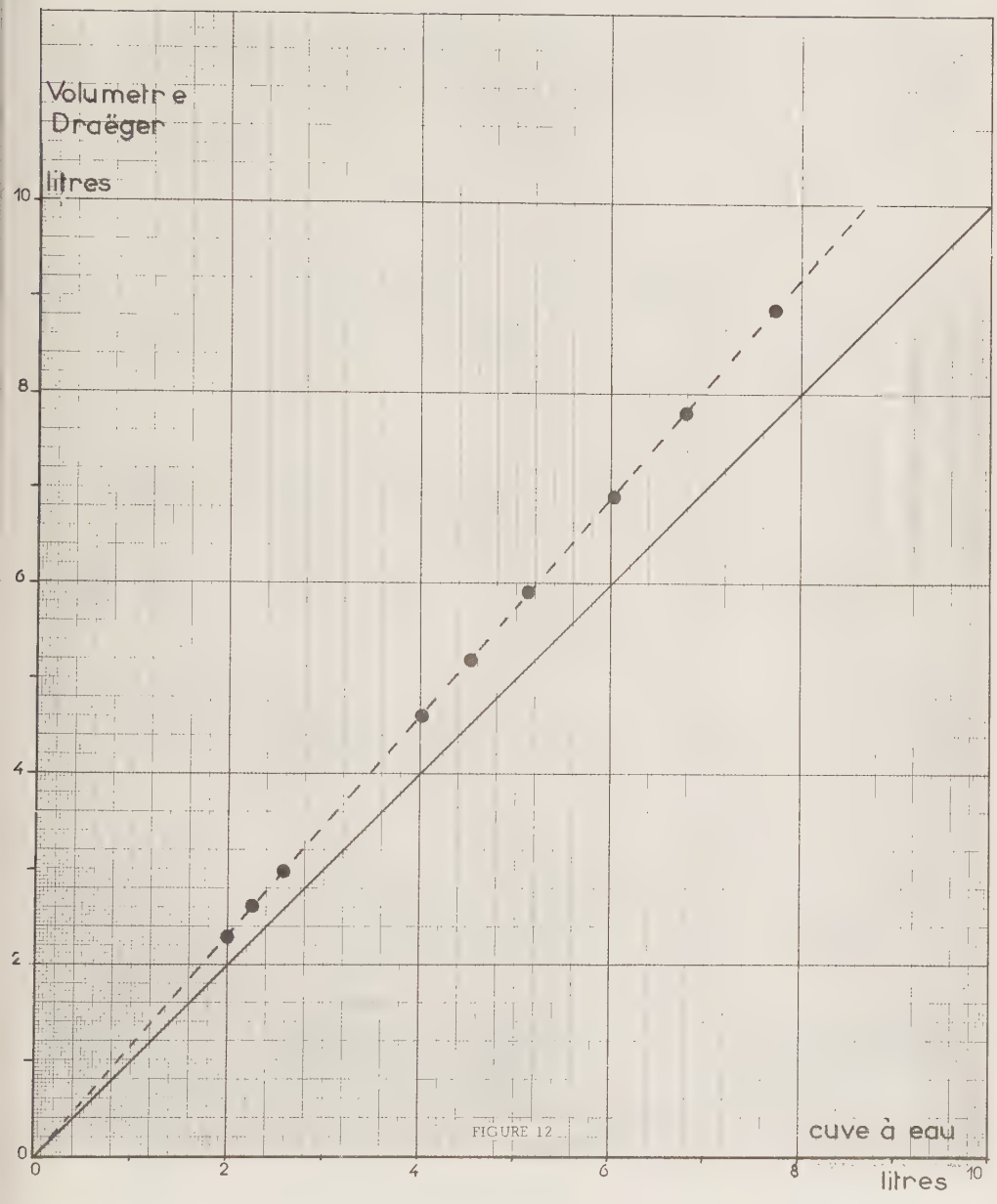

Volumetre
Draëger
litres
10
8
6
4
2
0
0
2
4
6
8
10
cuve à eau
litres

FIGURE 12

Expériences	0	60'	120'	180'	$\dot{V}E$ ATPS ml/mn
n° 63	251"	251"	251"	252"	4060
n° 64	239 "	239"	239"	239"	4250
n° 65	283"	283"	283"	283"	3600
n° 66	262"	262"	262"	262"	3890
n° 67	192"	191"	186"	191"	5400
n° 68	323"	323"	323"	325"	3222
n° 69	247"	252"	247"	247"	4136
n° 71	228"	228"	228"	230"	4460
n° 72	201"	202"	203"	202"	4500
n° 73	189"	190"	189"	190"	5450

Tableau n° 1 : Contrôle chronométrique de la ventilation par le volumètre Dräger

Les temps exprimés en secondes correspondent à une ventilation standard de 20 L.

$\dot{V}E$ ATPS ml/min a subi la correction correspondant à l'étalonnage du volumètre.

été l'air comprimé.

Nous avons rapporté sur le tab. 1, les résultats obtenus. Le contrôle de la ventilation a été effectué en chronométrant le temps correspondant à un débit standard de 20 litres. On a fait figurer uniquement les chiffres correspondant au départ, à la 1ère, 2e et 3e heures de contrôle. On s'aperçoit que les fluctuations enregistrées sont très faibles, à la limite même souvent de la précision de la mesure de temps.

On peut raisonnablement conclure de la fixité des conditions ventilatoires puisque la fréquence ne change pas et que le débit expiratoire ventilé ne se modifie pratiquement pas.

Dans ces conditions les variations de pHa, PaO_2 et $PaCO_2$ ne sont plus fonction que des modifications hémodynamiques pulmonaires et métaboliques du sujet d'expérience.

CHAPITRE IV

CONTROLE ET MESURE DE LA VENTILATION

Le modèle expérimental avec lequel nous avons testé cette technique de surveillance continue de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ a utilisé l'animal soumis à une ventilation artificielle. Une nouvelle mise au point technique a été nécessaire et a consisté à réaliser un respirateur délivrant une ventilation rigoureusement constante. Nous entendons par là un dispositif délivrant dans le circuit un débit constant à une fréquence fixe. Il nous a été donné d'insister ces dernières années sur les difficultés à réaliser un tel programme chez le sujet anesthésié soumis à la ventilation artificielle, en particulier chez le chien. La plupart des respirateurs artificiels, en particulier les relaxateurs de pressions sont incapables de remplir cette mission ; les respirateurs dits à volume constant sont sans doute plus satisfaisants, mais aucun appareil commercial ne nous avait jusqu'alors donné pleinement satisfaction.

La réalisation d'un respirateur délivrant une ventilation pulmonaire constante a au moins le double intérêt suivant :

- dans le cas présent, il représente une certaine simplification expérimentale, puisque dans les conditions d'état stationnaire, les concentrations fractionnelles d'O_2 et de CO_2 sont représentatives de la consommation d'O_2 et de la production de CO_2.

- d'une manière plus générale, il permet d'identifier directement les évènements hémodynamiques et métaboliques puisque la ventilation est fixe. Ceci peut être d'un grand intérêt en physiologie, physiopathologie ou encore en pharmacodynamie.

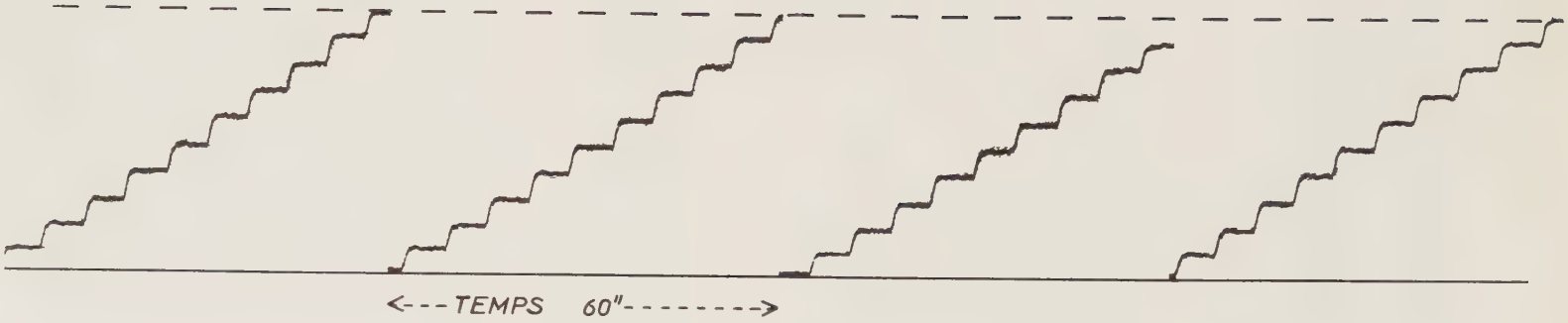
Nous ne nous étendrons pas ici sur le déroulement expérimental qui nous a permis de réaliser un respirateur artificiel répondant parfaitement aux critères envisagés.

Ce respirateur est constitué par un dispositif à cellule logique pneumatique (Celog 2) et d'un séparateur de circuit type RAITTENBORG. Utilisant des fréquences basses (n 10), la variation de débit minute constatée est inférieure à 0,1 p. 100 pendant des périodes pouvant atteindre 5 à 6 heures. Dans ces conditions, on est capable de réaliser dès le départ de l'expérience (période immédiatement post anesthésique), une ventilation artificielle qui utilise un gaz où $F_1O_2 = 0,21$, et qui cependant maintienne simultanément une oxygénation sanguine et un équilibre acido-basique normaux ; les modifications ultérieures de PaO_2, $PaCO_2$ et pHa sont essentiellement tributaires des modifications métaboliques et hémodynamiques et échappent presque complètement aux conditions ventilatoires. Si le sujet d'expérience est en état stationnaire métabolique et hémodynamique, le maintien d'une ventilation constante permet aux mesures de F_EO_2 et F_ECO_2 d'être représentatives de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$. Mais pour mesurer ces deux dernières valeurs il faut absolument connaître de manière précise et exacte V_E. On constate ainsi que la mesure de ventilation est un élément très important de ce dispositif expérimental.

Dans un circuit ventilé, on a l'habitude de contrôler la ventilation à l'aide d'un spiromètre sec ou encore d'un volumètre ; mais il est bien évident qu'une telle pratique pour satisfaisante qu'elle soit en clinique ne représente pas une solution valable ici, où il nous faut connaître la ventilation dans des conditions très précises afin d'obtenir des valeurs les plus exactes possibles de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$.

Etant donné le protocole expérimental adopté le contrôle et la mesure de la ventilation a pu se décomposer en deux temps :

- Le premier concerne l'utilisation d'un système de mesure dont la seule qualité soit la fidélité. De cette manière on est capable de contrôler à tout moment la fixi-



Intégration avec remise a zéro toutes les minutes

FIGURE 13

té du débit ventilé.

- le second comporte l'étalonnage proprement dit du système précédent. Etant donné que le débit ventilatoire a été reconnu constant pendant toute l'expérience, il suffira qu'on puisse étalonner une seule fois de manière exacte la ventilation pour que l'on puisse calculer de même $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ chaque fois que celà est nécessaire.

1) Le contrôle permanent de la ventilation avec un système réputé uniquement fidèle a été effectué à l'aide d'un volucompteur à aillette (volumètre DRAGER). Ce contrôle s'effectue en mesurant le temps nécessaire à l'affichage d'un volume donné (10 ou 20 litres). Nous avons pu prouver la fidélité d'un tel appareil, mais il n'est pas possible de mesurer exactement la ventilation du fait de son inertie mécanique qui le rend sensible à la forme des variations de flux expiratoire. L'étalonnage de ce volucompteur doit s'effectuer pour chaque sujet et pour chaque régime de ventilation.

2) Pour cet étalonnage, nous avons eu recours à une méthode pneumotachographique. Nous avons utilisé des capteurs de Fleisch, une chaine de mesure utilisant une cellule STATHAM et un intégrateur électronique.

Dans nos conditions expérimentales particulières, de ventilation artificielle exigeant un séparateur de circuit utilisant des soupapes et de mesure de flux expiré c'est-à-dire toujours de même signe, la mesure de la ventilation volume courant par volume courant nécessite des modifications du système couramment utilisé. En effet l'intégrateur ne peut être commandé ni au changement de signe de flux, ni même à son annulation qui peut se produire de façon anticipée du fait des claquements des soupapes du séparateur de circuit. Si on mesure la ventilation pendant une durée arbitraire et constante, il se produit des battements entre deux phénomènes périodiques, la ventilation et la base du temps de l'intégrateur (fig. 13), ce qui permet de rejeter formellement cette dernière pratique.

Dans les conditions de ventilation artificielle, nous nous sommes efforcés de trouver un paramètre permettant la commande de l'intégrateur à un moment précis de la période respiratoire. Le moment choisi est la fin de l'inspiration ; ceci a été obtenu par un manomètre à contact réglé à l'acmé de l'inspiration. Sur la figure 14 est représenté le tracé de l'intégration du débit expiré volume courant par volume courant. L'étalonnage doit être fait dans les mêmes conditions physiques c'est-à-dire concentration, température, degré hygrométrique ; ceci peut être obtenu à l'aide d'une pompe assurant un débit de gaz dans les conditions ATPS (conditions dans lesquelles on se trouve pour la mesure).

Ce tracé prouve la constance de la ventilation, mais il permet son étalonnage en mesurant l'élongation à chaque cycle et le nombre de cycles pour un temps donné. Cette manière de faire est onéreuse, car elle nécessite un enregistreur.

Pour éviter cet enregistreur, nous avons réalisé un dispositif permettant de mesurer un temps nécessaire pour que la valeur de l'intégrale atteigne un niveau donné. Le phénomène étant périodique, il est nécessaire que ce niveau représente un nombre entier de volumes courants. Pour celà, le début de l'intégrateur est commandé par la capsule manométrique à la fin de l'inspiration ; la fin de l'intégration est commandée à son tour lorsque l'intégrale atteint une certaine valeur, c'est-à-dire un certain volume. Cette valeur doit être ajustée pour qu'elle corresponde effectivement à un nombre entier de volume courant. Ceci nécessite en fait un réglage de seuil.

Pratiquement on a représenté sur la figure 15 le schéma de principe de l'appareillage :

- la capsule manométrique (P) et la bascule de niveau (V) commandant parallèlement le déclenchement et l'arrêt de l'intégrateur et d'un chronomètre électronique.

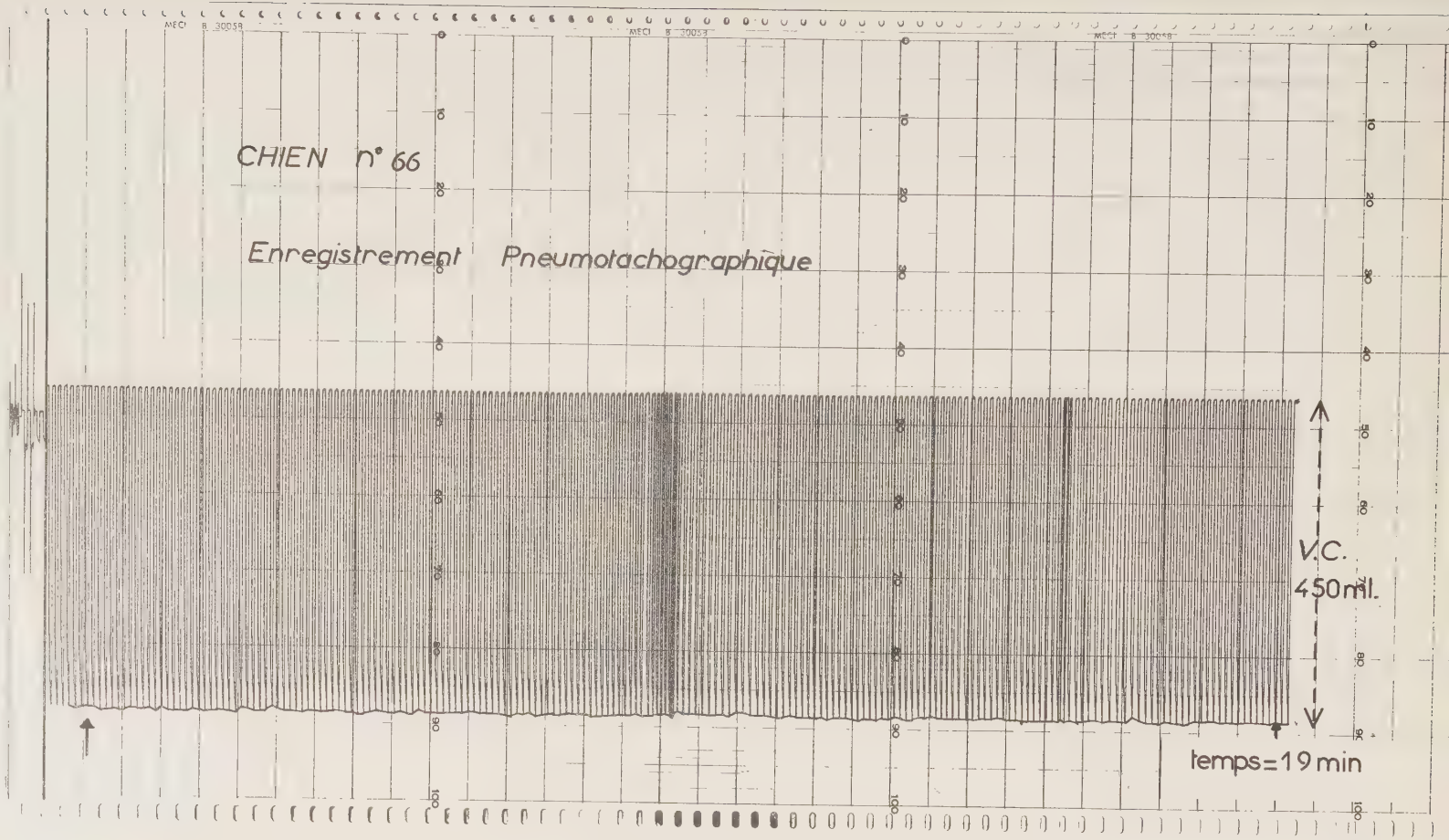
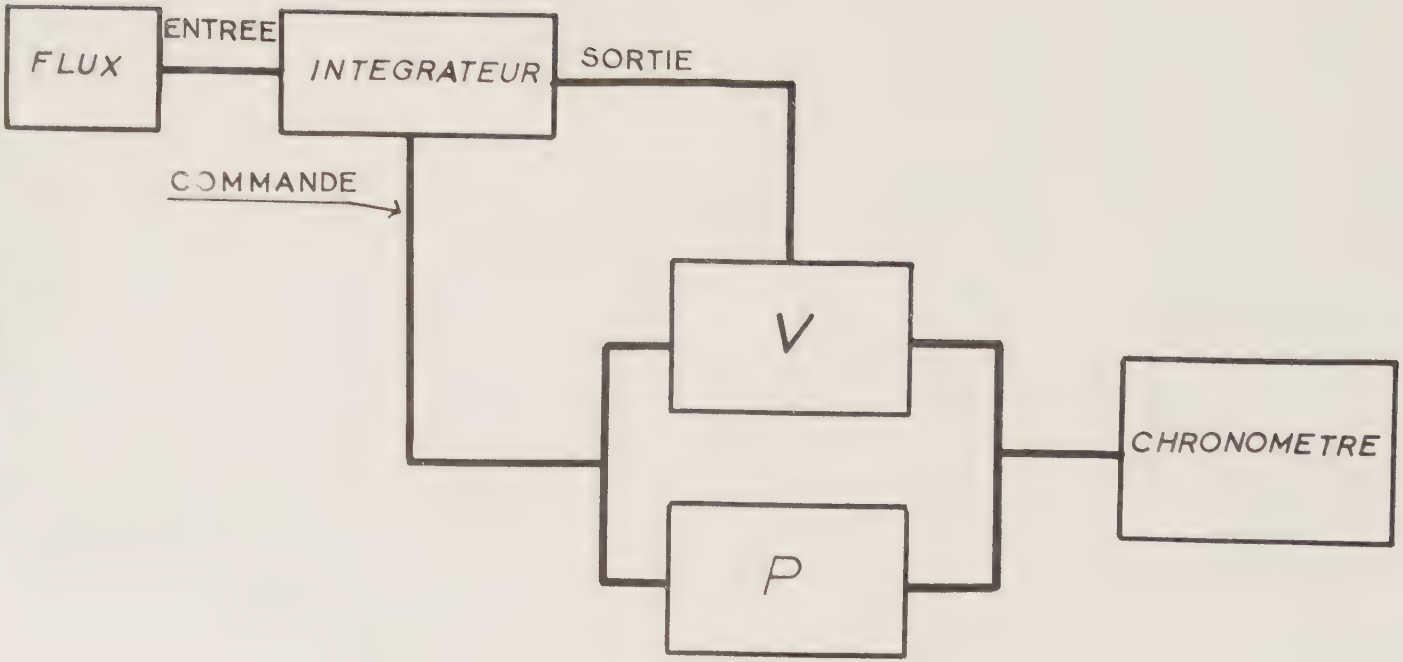

CHIEN n° 66
Enregistrement Pneumotachographique
V.C.
450ml.
temps=19 min

FIGURE 14


FLUX
ENTREE
INTEGRATEUR
SORTIE
COMMANDE
V
P
CHRONOMETRE

Le tracé (fig.13) permet de comprendre l'ajustement du niveau de bascule. En effet cette forme en escalier montre que si le point représentatif de ce niveau est situé au pied d'une des marches (fin du temps inspiratoire) une légère diminution de ce niveau entraînera une diminution du temps d'intégration (de l'ordre d'une période ventilatoire). Par contre, une légère augmentation ne changera pour ainsi dire pas la mesure du temps. Il suffit ensuite de mesurer sur un débit connu le temps nécessaire pour atteindre ce niveau de bascule, ceci nous servant d'étalonnage de l'ensemble de l'appareil.

L'exactitude d'une telle mesure dépend de la linéarité du capteur de pression (ce qui est un problème) et de l'existence de paliers francs permettant de définir parfaitement un niveau égal à un nombre entier de volumes courants (ce qui est délicat).

CHAPITRE V

INTERET DU DISPOSITIF

Cette méthode de mesure continue de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ a été réalisé sur modèle animal mais peut être évidemment appliqué au sujet humain ventilé mécaniquement.

L'utilisation d'une ventilation constante est une grande simplification quant à la reconnaissance immédiate d'un état stationnaire au seul vu de F_ECO_2 et F_EO_2.

Si l'on se souvient de la difficulté de mesure une ventilation dans des conditions de référence, il est à l'heure actuelle plus simple à n'avoir à étalonner qu'une seule fois celle-ci. L'erreur relative et absolue pratiquée sur les valeurs de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ sont ainsi minimisées si l'on conserve pendant toute l'expérience une ventilation constante.

Par ailleurs, la définition d'états stationnaires, dans ces conditions de ventilation contrôlée et fixe permet d'apprécier l'état métabolique dans un contexte hémodynamique que l'on peut préciser par les techniques classiques.

C'est dire que cette méthode peut avoir le plus grand intérêt chaque fois que l'on aura à apprécier séparément les phénomènes ventilatoires, métabolique et hémodynamique, dans une expérimentation à visée physiologique ou pharmacodynamique.

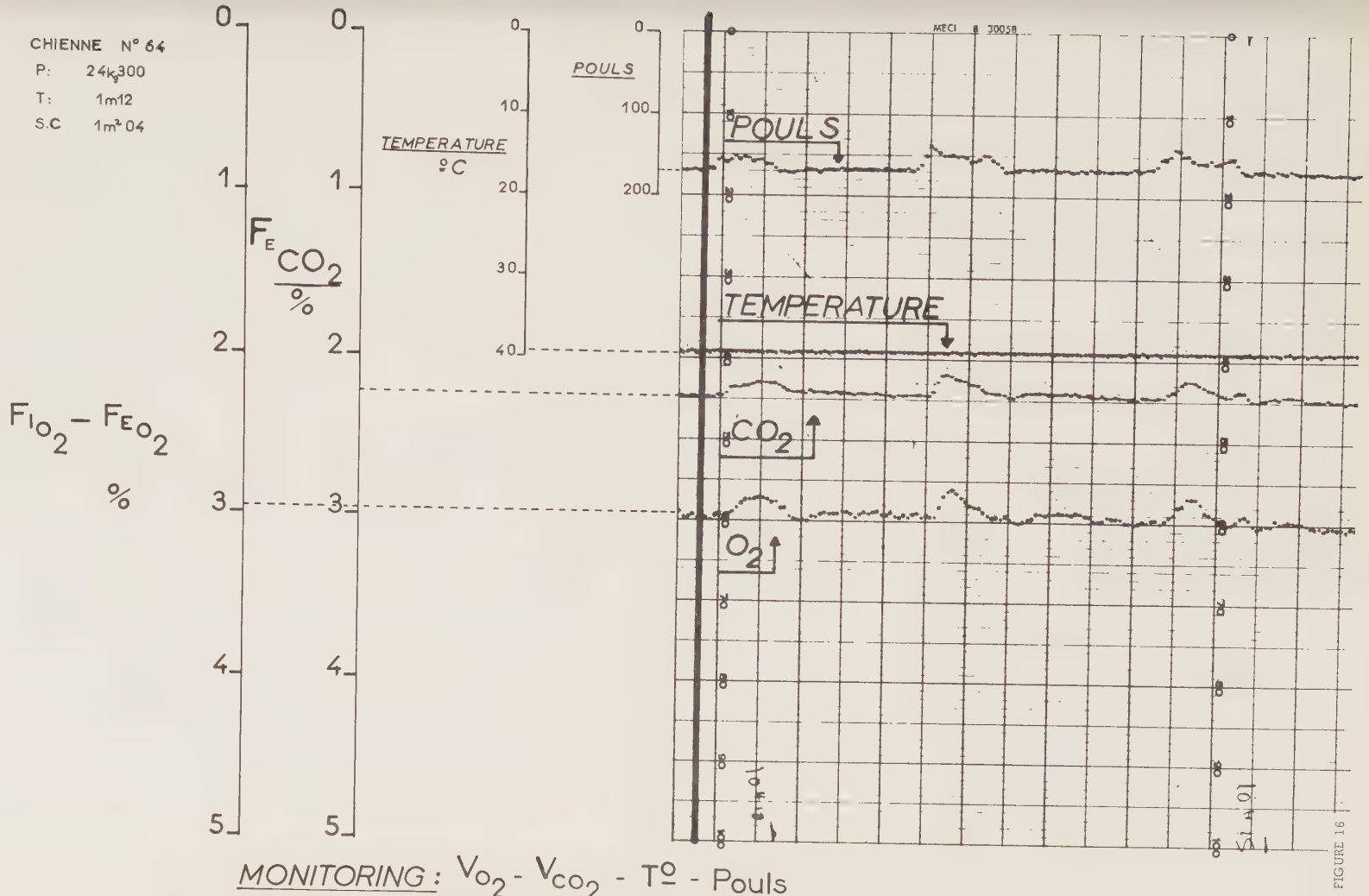
Chez l'homme,ce protocole est possiblement utilisable à la condition qu'il soit parfaitement adapté au rythme du respirateur mécanique et que le système poumon cir-

cuit de ventilation artificiel soit scrupuleusement clos. La surveillance de la $\dot{V}O_2$ et de la $\dot{V}CO_2$ ne sera valable que si ces deux conditions sont remplies. Elles limitent d'ores et déjà singulièrement le caractère continu des informations, et elles contrastent avec les résultats obtenus chez l'animal d'expérience qui par le biais de l'anesthésie et d'une curarisation légère peut être considéré comme un véritable modèle expérimental.

A ce titre d'exemple nous avons représenté sur la figure 16 un enregistrement de plusieurs grandeurs (pouls, température centrale, F_ECO_2 et $F_IO_2 - F_EO_2$) obtenus chez un chien anesthésié et qui a pour objet de préciser l'utilisation pratique de telles informations.

a) La production de CO_2 et la consommation d'O_2 sont stables au vu des fluctuations très faibles de F_ECO_2 et F_EO_2. Si pendant une telle période de stabilité, on effectue des prélèvements sanguins, il y a certitude quant à l'interprétation des données sanglantes au vu de celles obtenues sur les gaz expirés. Par exemple, on peut prouver qu'à ces moments l'application de l'équation de Fick pour l'oxygène est valide, le pouls restant également stable, la mesure du débit cardiaque systémique et celle du volume systolique sont possibles.

b) Lorsqu'on va obtenir à trois moments différents une hausse légère et transitoire des grandeurs métaboliques F_EO_2 et F_ECO_2, on juge alors d'une rupture de l'état stationnaire. Pendant ces périodes il n'y a plus correspondance entre valeurs sanguines et gazeuses, on ne peut plus pendant ces périodes appliquer l'équation de Fick pour l'oxygène. Par ailleurs l'inertie du mélangeur est suffisante pour ne pas reconnaître aux valeurs enregistrées des valeurs instantanées. On ne peut alors qu'apprécier le sens et l'importance des variations métaboliques. Si pendant de telles périodes on ne peut alors utiliser la méthode directe de Fick pour évaluer le débit cardiaque de l'animal d'expérience, on peut néanmoins recourir à une méthode ne réclamant plus une stabilité cardio-respiratoire : celle utili-



MONITORING : V_{O_2} - V_{CO_2} - T° - Pouls

FIGURE 16

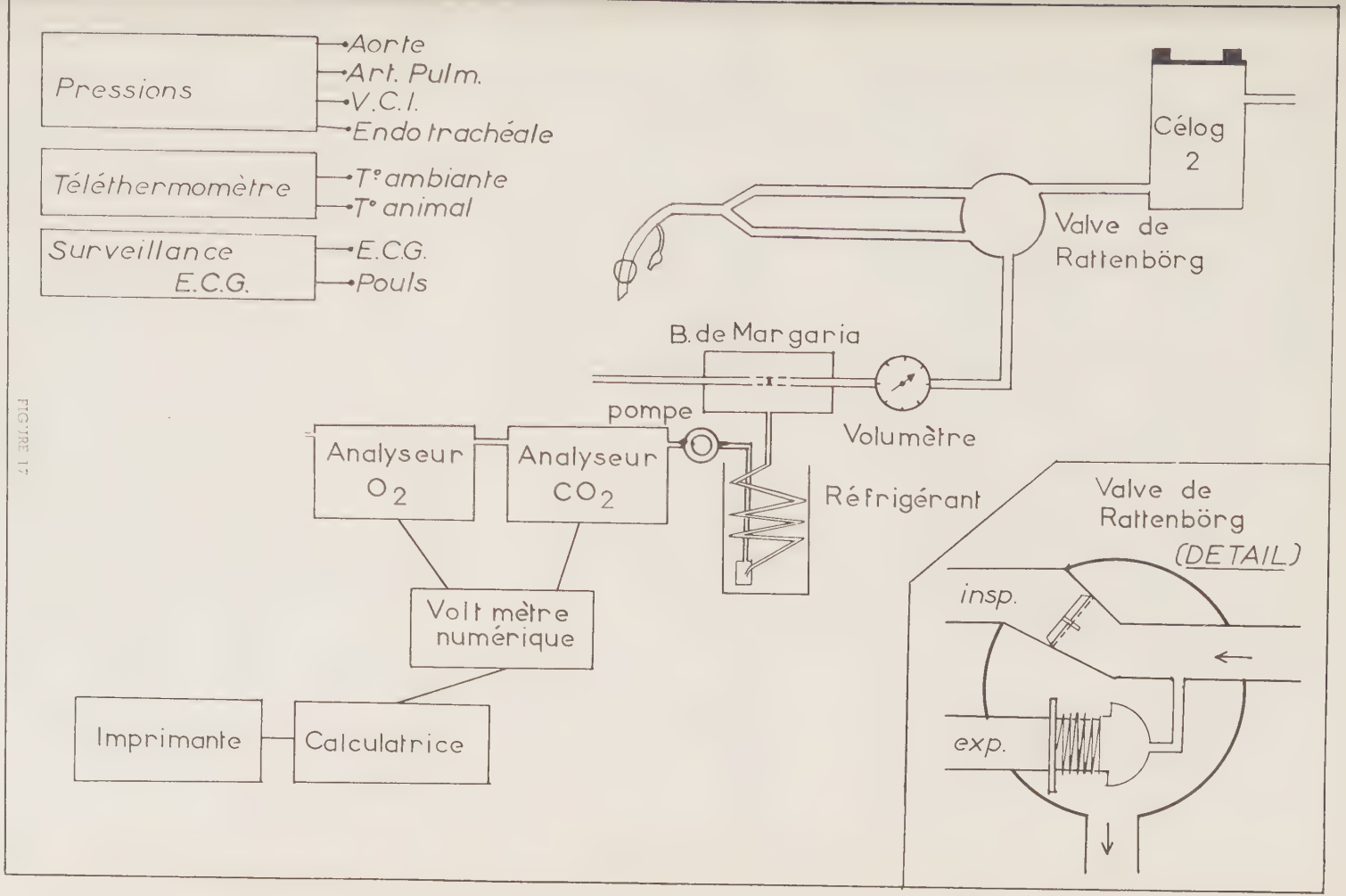

Pressions
Aorte
Art. Pulm.
V.C.I.
Endo trachéale
Téléthermomètre
T° ambiante
T° animal
Surveillance E.C.G.
E.C.G.
Pouls
Célog 2
Valve de Rattenborg
B. de Margaria
pompe
Volumètre
Analyseur O_2
Analyseur CO_2
Réfrigérant
Volt mètre numérique
Imprimante
Calculatrice
Valve de Rattenborg (DETAIL)
insp.
exp.

FIGURE 17

sant une perfusion continu de Kr_{85} est à cette période particulièrement appropriée.

c) Il faut souligner enfin les corrélations entre l'évolution de la fréquence cardiaque et celle des données métaboliques lorsqu'on opère sous ventilation constante.

Dans le présent exemple, on observe qu'à la période de stabilité de pouls correspond un état identique des données métaboliques ; la rupture de ce régime est chaque fois contemporaine d'une augmentation de fréquence cardiaque avec hausse des valeurs métaboliques. Ceci n'est évidemment pas généralisable, mais suffisamment fréquent pour qu'il soit utile de le souligner.

Pour terminer, nous donnons sur la fig. 17, le montage d'ensemble utilisant ce dispositif et qui est utilisé au laboratoire du Groupe de Recherches de Réanimation Respiration de l'Hôpital Claude Bernard à des fins physiologiques et pharmacodynamiques.

CONCLUSIONS

Le présent travail est destiné à présenter l'étude critique d'un dispositif permettant de mesurer en continu la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$), la production de gaz carbonique ($\dot{V}CO_2$), et par conséquent le quotient respiratoire (QR)

L'originalité du présent montage porte d'une part sur le caractère continu des informations, d'autre part sur le fait qu'elles sont obtenues en circuit ouvert.

L'application de ce dispositif à un modèle où le sujet est ventilé artificiellement a le double intérêt suivant :

- elle permet d'objectiver de manière précise les mesures entreprises,

- elle représente une situation superposable à celle de son utilisation en physiologie, en physiopathologie et en clinique.

1.- La première partie comporte la description et la justification d'un mélangeur de l'air expiré en circuit ouvert.

Le problème posé a été d'obtenir la valeur moyenne des concentrations fractionnelles des gaz expirés (FEO_2 et $FECO_2$). L'analyse des valeurs moyennes cycle par cycle serait idéale mais nécessite l'intégration de réponses instantanées tant pour l'O_2 que pour

le CO_2. Cette méthode étant onéreuse, nous avons choisi de mélanger les gaz expirés en évitant leur collection globale, situation s'opposant à des informations à caractère continu.

Le point de départ de la méthode adoptée est le schéma d'un mélangeur donné par MARGARIA en 1933. Il y avait à satisfaire deux exigences contradictoires :

- obtenir un minimum de fluctuations résiduelles des variations de concentration des gaz

- diminuer le nombre de cycles nécessaires au rinçage du mélangeur lors d'un changement d'un état stationnaire du sujet exploré.

Le système proposé ici a permis de réaliser un meilleur compromis que celui obtenu avec le mélangeur de MARGARIA.

2.- La deuxième partie comporte l'étude critique des analyseurs de gaz utilisés.

Une méthode d'analyse en continu nécessite l'usage de procédés physiques basés pour l'O_2 sur sa susceptibilité paramagnétique exceptionnelle et pour le CO_2 une raie d'absorption bien définie en infra-rouge.

Les qualités recherchées pour ces deux types d'analyseurs sont d'une part l'absence de dérive dans le temps d'autre part une précision suffisante pour leur exploitation dans le domaine considéré.

Dans cette dernière perspective, l'analyse du CO_2 n'a comporté que peu de problèmes : celle de l'oxygène nécessite une condition préalable indispensable, savoir la déshydratation du gaz échantillonné. En effet, l'hydratation du gaz introduit une dérive par changement des caractéristiques de la cellule de mesure.

3.- La troisième partie comporte l'étude d'un respirateur artificiel réalisant une ventilation constante en volume et en fréquence. Celui-ci est constitué par un dispositif à cellule logique pneumatique et d'un séparateur de circuit type RATTENBORG. Utilisant des fréquences basses (n = 10), la variation de débit-minute constaté est inférieure à 0,1 p. 100.

4.- La mesure de la ventilation est assurée en permanence par un volucompteur à ailettes. Le choix de ce dernier a été guidé par sa fidélité ; l'exactitude est assurée par un étalonnage sur une cuve à eau. Le volucompteur a été placé sur le circuit expiratoire en aval du séparateur de circuit et en amont du mélangeur de gaz.

La mesure de température des gaz expirés est déterminée par un thermocouple ; cette dernière permet de connaître la pression partielle de l'eau, nécessaire pour le calcul des valeurs STPD.

5.- La description du système d'échantillonnage des gaz à analyser est la suivante : une micropompe à clapet assure une circulation gazeuse continue à débit réglable entre le mélangeur et les analyseurs.

La déshydratation des gaz est assurée par leur refroidissement à une température comprise entre - 15° et - 20° C. A ces températures, la pression partielle de l'eau est de l'ordre de 1 mm Hg, celles de l'O_2 et du CO_2 n'étant pas modifiées.

6.- Le recueil d'enregistrement et le calcul des informations (VO_2 et VCO_2) se font de la manière suivante :

Un enregistreur potentiométrique multi-voie par points permet de suivre l'évolution de FEO_2 et de $FECO_2$. Un montage électrique permet d'avoir le même rapport concentration sur déviation pour chacun des gaz.

Un voltmètre numérique a été adjoint au système : il permet d'une part d'obtenir le contrôle de l'enregistreur, d'autre part de fournir des valeurs précises nécessaires aux calculs de $\dot{V}O_2$ et de $\dot{V}CO_2$, chaque fois qu'il est nécessaire. Il faut insister sur le fait que les variations de $\dot{V}O_2$ et de $\dot{V}CO_2$ sont strictement parallèles à celles de FEO_2 et $FECO_2$ tant que la ventilation et le QR ne changent pas.

Dans notre montage expérimental, la ventilation est fixe, ce qui permet de conclure que les informations FEO_2 et $FECO_2$ sont parfaitement représentatives de celles de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ si QR ne varie pas.

7.- La dernière partie entrevoit le domaine des applications d'un tel montage.

- Il permet de reconnaître un état stationnaire hémodynamique et métabolique puisque la ventilation est réputée constante. Dans ces conditions la mesure de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ est valable de manière absolue.

- En cas de rupture de régime stationnaire, on peut suivre l'évolution de FEO_2 et $FECO_2$ mais la détermination instantanée de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ ne sera envisagé que lorsqu'un nouvel état stationnaire sera enregistré.

- L'intérêt d'un tel dispositif est finalement envisagé sur le plan de l'expérimentation physiologique et physio-pathologique d'une part, sur le plan de la surveillance du malade de réanimation d'autre part.

Vu, le Président de Thèse
Pr P. MOLLARET

Vu, le Doyen de la Faculté
Pr G. BROUET

Vu et Permis d'imprimer
Le Recteur de l'Académie de Paris

J. ROCHE

BIBLIOGRAPHIE

1.- AMMANN E.C.B. et GALVIN R.D. -
Problems associated with the determination of carbon dioxide by infrared absorption.
J. Appl. Physiol. 1968 - 25 - 333.

2.- BENDIXEN M.M., HEDLEY-WHITE J. et LAVER M.B.-
Impaired oxygenation in surgical patients during general anesthesia with controlled ventilation.
New England J. Med. 1963 - 269-991.

3.- BENDIXEN M.M. et LAVER M.B.
Hypoxia in anesthesia - A review.
Clin. Pharmacol. therap. 1965 - 6 - 510.

4.- CROSS P.C. et DANIELS F.
The influence of foreign gases on the intensity of infrared absorption.
J. Chem. Phys. 1934 - 2 - 6.

5.- FLEISCH A. -
Nouvelles méthodes d'études des échanges gazeux et de la fonction pulmonaire.
1 vol. 144 p. Bâle - 1954 - SCHWABE, éd.

6.- HALDANE (J.J.) et PRIESTLEY J.G.
Respiration.
1 vol. 493 p. Londres 1935. Oxford Univ. Press ed.

7.- HERZOG M. -
Pressure-cycled respirators.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 1965 - 121 - 751.

8.- LISSAC J., POCIDALO J.J. -
Le contrôle biochimique de la respiration mécaniquement entretenue.
Acta Anaesth. Belgica 1960 - 11 - 391.

9.- MARGARIA R., MESCHIA G. et MARRO F. -
Determination of O_2 consumption with Pauling oxygen meter.
J. Appl. Physiol. 1954 - 6 - 776.

10.- MILLAR R.A. et MARSHALL -
Acid base changes in arterial blood associated with spontaneous and controlled ventilation during anesthesia.
Brit. J. Anaesth. 1965 - 37 - 492.

11.- NORLANDER O.P. et ENGSTROM C.G. -
Volume controlled respirators.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 1965 - 121 - 766.

12.- NUNN J.F., BERGMANN B. et COLEMAN A.J. -
Factors influencing the arterial oxygen tension during anesthesia with artificial ventilation.
Brit. J. Anaesth. 1965 - 37 - 898.

13.- NUNN J.F.
Predictors for oxygen and carbon dioxide levels during anesthesia.
Anaesthesia 1962 - 17 - 182.

14.- POCIDALO J.J. -
Mécanique respiratoire et Echanges pulmonaires au cours de la ventilation artificielle.
In J. de Reanimation Neuro-Respiratoire.
AGEMP ed. 1964 - p. 57.

15.- RADIGUET de la BASTAIE P. et LOMBARD Ch.
Une nouvelle génération de respirateurs.
Presse Méd. 1967 - 75 - 420.

16.- RATTENBORG C.
A non-return valve, designed to ventilate polio patients with respiratory paralysis by manual positive pressure ventilation.
Acta Med. Scand. 1924 - 147 - 431.

17.- SEVERINGHAUS J.W., LARSON C.P. et EGER I.E. - Correction factors for infrared carbon dioxide broadening by nitrogen, nitrous oxide and cyclopropane.
Anaesthesiology - 1961 - 22 - 429.

18.- SMITH Th. C.
Rapid continuous measurement of mixed expired carbon dioxide concentration.
Anesthesiology 1968 - 1037.

19.- SYKES M.K., YOUNG N.A. et ROBINSON B. - Oxygenation during anaesthesia with controlled ventilation.
Brit. J. Anaesth. 1965 - 37 - 314.

20.- TREMOLIERES J., DONTCHEFF L. et HUOT A. - Appareil de mesure du métabolisme énergétique du quotient respiratoire chez l'homme.
J. de Physiol. 1966 - 58 - 5 - 655.